

Maarit Männistö

**Radiologisten kuvankatselunäyttöjen ajalliset muutokset
ja laadunvarmistusmenetelmien arviointia**

Opinnäytetyö

Kevät 2011

Tekniikan yksikkö

Automaatiotekniikan koulutusohjelma



SEINÄJOEN AMMATTIKORKEAKOULU

Opinnäytetyön tiivistelmä

Koulutusyksikkö: Tekniikan yksikkö

Koulutusohjelma: Automaatiotekniikan koulutusohjelma

Suuntautumisvaihtoehto: Koneautomaation suuntautumisvaihtoehto

Tekijä: Maarit Männistö

Työn nimi: Radiologisten kuvankatselunäyttöjen ajalliset muutokset ja laadunvarmistusmenetelmien arviointia

Ohjaaja: Jouni Björkman

Vuosi: 2011

Sivumäärä: 60

Liitteiden lukumäärä: 0

Tämän työn tarkoituksena oli tutkia Seinäjoen keskussairaalan ja lääkäreiden työasemanäyttöille ajan kuluessa tapahtuvia laadullisia muutoksia sekä arvioida saatujen tulosten perusteella näyttöjen laadunvarmistusmenetelmiä. Tutkimukseen valituille näytöille tehtiin laadunvarmistusmittauksia, joiden tavoitteena oli saada mittaustietoa radiologisille kuvankatselunäyttöille tapahtuvista ominaisuuksien muutoksista ja miten nopeasti näitä muutoksia tapahtuu sekä miten nämä muutokset vaikuttavat radiologisten kuvien laatuun. Suositusten mukaan laadunvarmistusmittaukset tulisi toistaa säännöllisesti.

Laadunvarmistusmittaukset ja testit tehtiin American Association of Physicists in Medicine (AAPM) työryhmän TG18 vuonna 2005 julkaistuun mittausaineistoon ja testikuviin pohjautuen. Näyttöihin asennettiin testausohjelmisto, josta valittiin saatavilla olleen mittauspöytäkirjan mukaiset testit, jotka ovat laadunvarmistusmittausten kannalta oleellisia. Valmiiksi kalibroidut mittausvälineet sekä perehdytyksen työhön antoi Seinäjoen radiologia.

Työ käsittää tehtyjen laadunvarmistusmittausten esittelyt, mittausmenettelyt ja mittaustulokset sekä pohdintaa saavutetuista tuloksista. Teoriaosiossa selvitetään tutkimuksen johtaneita syitä ja tarkoitusta. Työ pohjautuu aihepiiristä aiemmin tehtyihin tutkimuksiin ja niistä saatuihin tutkimustuloksiin.

Avainsanat: AAPM TG18, laadunvarmistus mittaus, ajalliset muutokset, radiologinen kuvantaminen, kuvankatselu näytöt

SEINÄJOKI UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Thesis abstract

Faculty: School of Technology

Degree programme: Automation Technology

Specialisation: Machine Automation

Author: Maarit Männistö

Title of thesis: Radiological image viewing displays temporal changes and assessment of methods in quality assurance

Supervisor: Jouni Björkman

Year: 2011

Number of pages: 60

Number of appendices: 0

The purpose of this thesis was to research the changes that occur over time in the quality of medical displays used for medical imaging in Seinäjoki central hospital and health centre. Specific quality assurance measurements were made for selected displays, to get information about the rate of changes in the properties of those displays and how those changes affect the quality of images. It is recommended that the certain quality assurance measurements should be renewed regularly.

In 2005 American Association of Physicists in Medicines (AAPM) workgroup TG18 has published year material about quality measuring and test images, which was the basis for the made tests and measurements. A test program was installed into the tested displays and the essential tests of quality assurance were chosen from the measurement minutes. The hospital radiology offered the pre-calibrated pieces of equipments and orientation to work.

The thesis consists of the introduction of the quality assurance measurements and the results from the measurements that have been done and discussion of the results that have been reached. The purpose and the meaning of this research are explained in the theory part. This work is based on previous examinations and results from the subject.

Keywords: AAPM TG18, quality assurance measure, temporal changes, radiological imaging, image viewing displays

SISÄLTÖ

Opinnäytetyön tiivistelmä.....	2
Thesis abstract.....	3
SISÄLTÖ	4
Kuvio- ja taulukkoluetelo.....	6
Käytetyt termit ja lyhenteet	8
1 JOHDANTO	10
1.1 Työn tausta	10
1.2 Työn tavoitteet.....	11
1.3 Työn toteutus	11
1.4 Työn rakenne	12
2 KUVANTAMINEN, LAATU JA NÄYTÖT RADIOLOGIASSA.....	13
2.1 Radiologinen kuvantaminen.....	13
2.2 Radiologiset kuvat.....	14
2.3 Radiologisten kuvien ja kuvantamisessa käytettävien laitteiden laadunseuranta	15
2.3.1 Laitteiden laatu terveydenhuollossa	16
2.3.2 DICOM-standardi	17
2.4 LCD - näyttöjen paneelitekniikat.....	18
2.5 Fotometria	20
2.5.1 Valovoima	20
2.5.2 Illuminanssi	20
2.5.3 Luminanssi.....	21
3 MITTAUSKOhteet – VÄLINEET JA OLOSUhteet	23
3.1 Mittaus- ja testausmenetelmät sekä mittausolosuhteet.....	23
3.2 Dome Cextra-kuvankatselu- ja testiohjelmisto	24
3.3 Hagner Universal Photometer S2-luminanssimittari.....	26
3.4 Unifors Xi platinum edition.....	27
3.5 Mittauspöytäkirja	28
4 SUORITETTujen MITTAUSTEN JA TESTIEN TAUSTAT JA TARKOITUS	29

4.1	Ympäristön vaikutukset	29
4.1.1	Ympäröivä valaistus	29
4.1.2	Näytölle heijastuva valo	30
4.2	Näyttöjen ominaisuudet	30
4.2.1	Luminassin tasaisuus	31
4.2.2	Luminassivaste ja -suhde	31
4.3	Visuaaliset testit	34
4.3.1	Spekulaarinen heijastus	35
4.3.2	Diffuusiheijastus	35
4.3.3	Luminanssin kulmariippuvuus	36
4.3.4	Geometriset vääristymät	37
4.3.5	Resoluutio	38
4.3.6	Kohina	39
4.3.7	Virheelliset pikselit	40
5	SUORITETUT MITTAUKSET JA TESTIT	41
5.1	Mittausvälineet ja mittauskohteet	41
5.2	Tutkitut näytöt ja mittausajankohdat	43
6	MITTAUSTULOKSET SEKÄ TULOSTEN VERTAILU	46
6.1	Ympäristön vaikutusten mittaustulokset sekä vertailu aiempiin tuloksiin ..	46
6.2	Luminanssivasteen ja -suhteen mittaustulokset sekä tulosten vertailua ...	48
6.3	Luminanssin tasaisuuden mittaustulokset sekä tulosten vertailua	52
6.4	Visuaalisten testien mittaustulokset sekä vertailu aiempiin tuloksiin	54
6.4.1	Spekulaarinen heijastus ja diffuusiheijastus sekä luminanssin kulmariippuvuus	54
6.4.2	Geometriset vääristymät ja resoluutio	55
6.4.3	Kohina ja virheelliset pikselit	55
7	ARVIOINTI JA JOHTOPÄÄTÖKSET	57
7.1	Ajan vaikutus näytön ominaisuuksiin	57
7.2	Mittaustulosten ja menetelmien arviointi	57
7.3	Työn suorituksen arviointi	58
	LÄHTEET	59

Kuvio- ja taulukkoluetelo

Kuvio 1. Valaistusvoimakkuuden riippuvuus etäisyydestä. X-akselilla on etäisyys valosta ja Y-akselilla on valaistusvoimakkuus (lux).....	21
Kuvio 2. Kirurgian vastaanottotilan näyttöparin Uusi-mäen (2010) mitaamat luminanssivasteet.....	49
Kuvio 3. Kirurgian vastaanottotilan näyttöparin mitatut luminanssivasteet keväällä 2011.....	50
Taulukko 1. Yhteenveto testeistä ja mittauksista.....	42
Taulukko 2. Mitatut sairaalan näytöt ja mittauspäivät 2010 ja 2011.....	44
Taulukko 3. Mitatut terveyskeskuksen näytöt ja mittauspäivät 2010 ja 2011.....	45
Taulukko 4. Ympäröivä valaistus: sairaala.....	46
Taulukko 5. Sammutetulta näytöltä heijastuva valo: sairaala.....	47
Taulukko 6. Ympäröivä valaistus: terveyskeskus.....	47
Taulukko 7. Sammutetulta näytöltä heijastuva valo: terveyskeskus.....	48
Taulukko 8. Luminanssivasteen ja – suhteen mittaustulokset: sairaala.....	51
Taulukko 9. Luminanssivasteen ja – suhteen mittaustulokset: terveyskeskus....	52
Taulukko 10. Näyttöjen luminanssin tasaisuus: sairaala.....	52
Taulukko 11. Näyttöjen luminanssin tasaisuus: terveyskeskus.....	53

Kuva 1. Planar-pintaluminanssimittari ja asennus-CD.....	25
Kuva 2. Kuva 2. Hagner Universal Photometer -luminanssimittari.....	26
Kuva 3. Vasemmalla puolella Unifors Xi platinum edition -perusyksikkö ja oikealla puolella pintaluminanssin mittauksessa käytetyt tarvikkeet	28
Kuva 4. Vasemmalla TG18-UN80-testikuva, keskellä TG18-UNL80-testikuva ja oikealla TG18-UNL10-testikuva (American Association of Physicists in Medicine 2005, 48.).....	31
Kuva 5. Kuvassa vasemmalla TG18-LN01-testikuva, keskellä TG18-LN09-testikuva ja oikealla TG18-LN18 -testikuva (American Association of Physicists in Medicine 2005, 47.).....	33
Kuva 6. TG18-QC-testikuva (American Association of Physicists in Medicine 2005, 43.).....	34
Kuva 7. TG18-AD-testikuva (American Association of Physicists in Medicine 2005, 49.).....	36
Kuva 8. TG18-CT-testikuva (American Association of Physicists in Medicine 2005, 46.).....	37
Kuva 9. TG18-AFC-testikuva (American Association of Physicists in Medicine 2005, 55.).....	39
Kuva 10. Esimerkki Seinäjoen keskus-sairaalan radiologin sanelu työasemasta kuvankatselunäyttöineen.....	44

Käytetyt termit ja lyhenteet

AAPM	American Association of Physicists in Medicine, amerikkalaisista sairaalafyysikoista koostuva liitto.
Bitti	Tietotekniikassa bitti merkitsee tiedon pienintä käsiteltävää osaa. Yhdellä bitillä on kaksi tilaa 1 tai 0, päällä tai pois päältä. 8 bittiä muodostavat tavun.
Bluetooth	Avoin standardi, joka mahdollistaa lähietäisyydellä olevien laitteiden langattoman kommunikoinnin.
CD	Compact disc, Digitaalisen tiedon tallennusväline.
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine, standardoitu lääketieteellisessä kuvantamisessa käytettävä tiedonsiirtojärjestelmä, joka mahdollistaa radiologisten kuvien siirron ja arkistoinnin tietoverkossa.
GSDF	Grayscale Standard Display Function, DICOM-standardin määrittelemä harmaasävy näyttöjen funktio.
Illuminanssi	Valaistusvoimakkuus eli pintaan osuvan valon tiheys. Sen yksikkö on luksi (lux).
JND	Just-Noticeable Difference, pienin silmällä havaittava kirkkauden muutos.
Kalibrointi	Määritellyissä olosuhteissa vertaillaan mittalaitteiden suuria mittanormaaliin eli standardoituihin arvoihin.
Kohina	Tietoliikenteessä signaalia seuraavia häiriöitä, mikä voi näkyä esimerkiksi lumisateena näytöllä.
Kontrasti	Kuvan sävyjen erottuminen ympäröivistä sävyistä.
LCD	Liquid Crystal Display, nestekidenäyttö.

Luminanssi	Valoa säteilevän tai heijastavan pinnan kirkkaus pinta-alaa kohden. Sen yksikkö on cd/m^2
Pikseli	Kuvan pienin yksittäinen osa eli kuvapiste.
PC	Personal Computer, henkilökohtainen tietokone
Protokolla	Tiedonvälityksessä sääntö tai toimintatapa, jonka mukaan tiedonvälitys tapahtuu, eräs käytössä oleva tapa on TPC/IP.
Radiologia	Lääketieteellisten kuvantamismenetelmien avulla tehtävää diagnostista tutkimusta. Lääketieteen yksi erikoisala
Resoluutio	Kertoo kuvan tai näytön tarkkuuden, joka ilmoitetaan kuvapisteiden määränä. Yleisesti kokonais-pikselimäärä ilmoitetaan megapikseleinä.
TG18	Task Group 18, AAPM:n työryhmä, joka ohjeistaa lääketieteessä käytettävien näyttölaitteiden testausta ja laatu-kriteerien täyttymistä.
USB	Universal serial bus, sarjaväylä jonka avulla liitetään oheislaitteita PC:hen.

(American Association of Physicists in Medicine 2005.)

1 JOHDANTO

1.1 Työn tausta

Teknisen kehityksen myötä radiologinen kuvantaminen on digitalisoitunut ja kuvien katselu on siirtynyt digitaaliseen muotoon. Valotaulujen sijaan kuvia katsotaan työasemien näytöltä erityisellä kuvankatseluohjelmalla. Näyttöjen ominaisuudet voivat olla kuitenkin hyvin vaihtelevat radiologisen kuvankatselun kannalta. Radiologissa yksiköissä kuvankatselu tapahtuu yleisesti näytöiltä, jotka ovat tarkoitettu nimenomaisesti radiologisten kuvien katseluun, jos kuvan katseluun käytetään tavanomaisia toimistonäyttöjä, ovat ne hyvin usein jopa riittämättömiä röntgenkuvien diagnostiikkaan. (Liukkonen ym. 2010,15–18,650,657.)

Kuvankatselunäyttöjen ominaisuudet vaihtelevat ja lisäksi ominaisuuksissa tapahtuu muutoksia ajan kuluessa. Tämän vuoksi kuvankatseluun tarkoitettujen näyttöjen laadunvarmistaminen on tärkeää. (Järvinen ym. 2008, 14.) Lisäksi on arvioitava kuvankatseluolosuhteiden vaikutus kuvankatseluun, kuten valaistusvoimakkuus, heijastumat näytölle, valon suunta ja valaistuksen säätömahdollisuudet (Liukkonen ym. 2010, 655). Kuvankatselunäytöille suositellaan testien tekemistä säännöllisesti ja lisäksi olisi noudatettava valmistajan antamia ohjeita. Tarvittavien testien suoritustavoista ja -välineistä on annettu suosituksia ja ohjeistuksia. (American Association of Physicists in Medicine 2005; Järvinen ym. 2008, 60–61.)

Nestekidenäyttöjen ominaisuuksissa tapahtuu ajallisia muutoksia, kuten taustavalon heikkeneminen ja harmaasävyjen toisto-ominaisuuksien muuttuminen. Näyttöihin voi myös tulla vikoja. Kalibroinnista vastaavat tunnistimet voivat vikaantua tai esimerkiksi toimimattomien pikseleiden määrä voi lisääntyä. (Latomäki 2010, 55.) Antti Latomäen (2010) opinnäytetyössä esiteltiin aihepiiriin liittyviä jatkotutkimusmahdollisuuksia, mm. siitä miten ajan kuluminen vaikuttaa näyttöjen suorituskykyyn. Uusi-Niemi (2010) teki opinnäytetyössään laadunvarmistusmittauksia erilaisille kuvankatselunäytöille kevään ja kesän 2010 aikana.

1.2 Työn tavoitteet

Tämän työn lähtökohtana oli tehdä mittauksia samoille näytöille kuin Uusi-Niemen (2010) oli mitattu. Tutkimuksen päätavoitteena on saada mittaustietoa eritasoisissa kuvankatselunäytöissä tapahtuvista ominaisuuksien muutoksista ja muutosnopeudesta. Samassa yhteydessä saadaan tieto ovatko mitattavien kuvankatselunäyttöjen tämänhetkiset ominaisuudet niille asetettujen laatuvaatimuksien mukaisia. Lisäksi tavoitteena on arvioida ja kehittää kuvankatselunäyttöjen laadunvarmistusmittausmenetelmiä sekä arvioida mittaustulosten tarkkuuteen vaikuttavia tekijöitä.

1.3 Työn toteutus

Työ toteutetaan tekemällä mittauksia lääkärin kuvankatseluun tarkoitetuille työasemanäytöille. Mittaukset toteutetaan olemassa olevalla Seinäjoen keskussairaalan radiologian näyttöjen laadunvarmistusmittausprotokollalla ja mittausvälineistöllä. Samaa mittausprotokollaa on käytetty myös aikaisemmissa samasta aihepiiristä tehdyissä Antti Latomäen (2010) ja Jussi Uusi-Niemen (2010) opinnäytetöissä. Kun mittauksia toistetaan ja mittaustuloksia verrataan samoille työasemanäytöille aikaisemmin tehtyihin mittauksiin, voidaan saada tietoa näytöissä tapahtuvista ominaisuuksien muutoksista ja muutosnopeudesta sekä toisaalta voidaan myös analysoida käytettyjä laadunvarmistusmittausmenetelmiä. Ennen varsinaisen työn aloittamista tutustuttiin aihealueeseen, siitä löytyvään aineistoon sekä mittausmenetelmiin ja -välineisiin. Opinnäytetyö toteutettiin yhteistyössä Seinäjoen keskussairaalan radiologian ja terveyskeskuksen kanssa.

1.4 Työn rakenne

Luvussa 1 käsitellään niitä seikkoja, jotka johtivat tämän työn toteuttamiseen. Luvussa 2 käsitellään lyhyesti radiologiasta kuvantamista, laadunvarmistusmenetelmien periaatteita, näyttöjen teknistä toteutusta sekä esitellään näyttöjen ominaisuuksia kuvaavat mitattavat tekniset suureet. Kolmannessa luvussa esitellään mitauskohteet ja mittausvälineet. Neljännessä luvussa käsitellään suoritettujen testien ja mittausten taustaa ja tarkoitusta.

Viidennessä luvussa on kerrottu mittausten tuloksista sekä vertaillaan tuloksia aiemmissa mittauksissa saatuihin tuloksiin. Viidennessä luvussa on esitelty mittausten tuloksia sekä vertaillaan tuloksia aiemmissa mittauksissa saatuihin tuloksiin. Viimeisessä luvussa pohditaan saatuja tuloksia ja arvioidaan käytettyjä menetelmiä sekä työn sujuvuutta.

2 KUVANTAMINEN, LAATU JA NÄYTÖT RADIOLOGIASSA

2.1 Radiologinen kuvantaminen

Radiologia on erilaisten lääketieteellisen kuvantamismenetelmien avulla tehtävää diagnostista tutkimusta. Kuvantaminen on tärkeää osa sairauksien tutkimista, löydösten tekemistä, hoidon seuranta ja hoitotoimenpiteitä. Kuvantamismenetelmät perustuvat monenlaisten fysiikan ilmiöiden hyödyntämiseen. Menetelmät ovat kehittyneet jatkuvasti, joten kuvantaminen on muuttunut nopeammaksi ja erottelukykyisemmäksi. Laitteistolta vaaditaan yhä parempaa suorituskykyä sekä henkilökunnalta osaamista. Digitaalitekniikka on mahdollistanut kuvatiedon tehokkaamman jatkokäsittelyn, yhdistämisen ja siirtelyn. (Soimakallio, Kivisaari, Manninen, Svedström & Tervonen 2005, 11.)

Samasta kohteesta eri tekniikoilla tuotetut kuvat tuottavat erilaista diagnostista tietoa, koska erilaiset kuvantamismenetelmät eroavat toisistaan kuvantarkkuuden suhteen. Keskeisemmät radiologiset kuvantamismenetelmät ovat röntgen-, ultraääni-, isotooppi- ja magneettikuvaus. Röntgenkuva on korkealaatuinen ja siinä on hyvä anatominen erotuskyky, joten siitä voidaan arvioida tarkasti kuvauskohteen rakenne, koko, muoto tai suuntautuminen. (Soimakallio ym. 2005, 14.)

Tietotekniikan muutos on vaikuttanut radiologiaan ja kuvantamiseen merkittävästi. Kuvat tuotetaan, katsotaan ja varastoidaan digitaalisena, joten filmiä ei enää käytetä. Lausunnonantajankaan ei tarvitse olla kuvanottopaikalla, mikä on nopeuttanut kuvien tulkintaa ja säästänyt kustannuksissa. Digitaalisen kuvantamisen myötä myös arkistoinnissa on tapahtunut muutoksia. Toisen radiologin konsultointi on yleistynyt. Digitaalinen kuvansiirto edellyttää laitteiden yhteistä tietokonekieltä. Näistä käytännöistä on olemassa standardit. (Suoranta 2008, 719–720.)

2.2 Radiologiset kuvat

Kuvalaadusta kertovia tunnuslukuja ovat kontrasti, erotuskyky eli resoluutio, luminanssi sekä sävyjen määrä. Kuvat ovat erilaisella tarkkuudella kerättyjä kuvatauluja eli matriiseja, joiden esitystapa vaihtelee. Matriisikoko määritellään siten että kerrotaan vaaka- ja pystyrivien pikselit keskenään, niiden tulos ilmoitetaan useimmiten megapikseleinä. Matriisikoot riippuvat kuvantamistekniikasta ja ovat suuria digitaalisissa röntgenkuvissa. Pikseleiden arvot esitetään vaihtelevalla määrällä bittejä, niiden määrä kuvaa kuinka monta erilaista arvoa kuva-alkiolla voi olla. Röntgenkuvat esitetään yleisimmin harmaasävykuvina. (Soimakallio ym. 2005, 25–27.)

Digitaalinen kuva tallennetaan numeron muodossa. Kuva muodostuu vierekkäisistä kuva-alkioista eli pikseleistä, jotka on tallennettu binäärilukuna, siis nollina ja ykkösinä. 8 bitin -järjestelmässä harmaasävykuvan alkiossa on jokin luku 0:n ja 255:n väliltä. Usein 0 vastaa mustaa, 255 valkoista ja niiden välissä olevat sävyt vastaavat harmaan eri sävyjä. (Kiuru 2001, 122.) Nykyisten kuvankatselunäyttöjen bittimäärät ovat 8 - 10 bitin välillä, kuitenkin eri sävyjen todellinen määrä voi olla pienempi, johtuen näyttöjen järjestelmien rajoituksista. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 30.)

Radiologiassa kuvien katseluun käytetään kahdentyyppisiä näyttöjä, primäärisiä ja sekundäärisiä. Primääristen näyttöjen avulla lääkäri antaa kuvista lausunnon tai näitä näyttöjä käytetään kuvien ensisijaiseen tulkitsemiseen. Radiologin työasemalla olevat näyttöpäätteet ovat primaarisia. Sekundaarisista näytöistä kuvia tulkitaan diagnoosin antamisen jälkeen esimerkiksi terveyskeskuksissa, kuitenkin kuvien katselu vaatisi primäärinäytön suorituskykyä. (Järvinen ym. 2008, 59.)

2.3 Radiologisten kuvien ja kuvantamisessa käytettävien laitteiden laadunseuranta

Radiologisten laitteiden tekninen laadunvalvonta mahdollistaa sen, että huonoon kuvanlaatuun puututaan ennen kuin se ilmenee kuvista. Pyritään siihen, että digitaaliset kuvat ovat sellaisinaan valmiita katsottaviksi. Kuvankatselunäyttöjen suorituskykyyn vaikuttaa ajan kulumisen, joten näyttöjen toimintakunto on varmistettava laadunvalvontaohjelman avulla. Laadunvalvontatestejä tekevät sekä käyttäjät että tekninen henkilökunta. (Järvinen ym. 2008, 14.)

Mikäli laadunvalvontatestit ylittävät sovitut toimenpiderajat on alettava toimenpiteisiin, jotta laite tai laitteen suorituskyky tulisi halutulle laatutasolle. Laitteilla on vähimmäisvaatimukset, joiden tulisi täytyä. Korjaustoimenpiteisiin jouduttaessa, on tiedettävä, miksi laitteen suorituskyky on huonontunut ja miten se vaikuttaa toiminnan laatuun ja turvallisuuteen. Saatetaan joutua tekemään muitakin laadunvalvontatestejä ja mittauksia. Mittaustulokset sekä testeissä suoritettut toimenpiteet kirjataan talteen. On muistettava tarkistaa mittalaitteiden toiminta ja mittausten oikeellisuus. Usein on tehtävä myös toistomittauksia. (Järvinen ym. 2008, 14–15.)

AAPM (American Association of Physicists in Medicine) on amerikkalaisista sairaalafyysikoista koostuva liitto. AAPM TG18 on ryhmä, joka koostuu kuvantamisen ammattilaisista ja heidän yhteistyökumppaneistaan. TG18-ryhmä tarjoaa lääketieteellisten kuvien katseluun tarkoitettujen näyttöjen suorituskyvyn arvioinnin tueksi standardisoituja testausmenetelmiä, mikä mahdollistaa näyttöjen sisäisten ja keskeisten toimintojen vertailun. TG18-ryhmä antaa myös suosituksia siitä, minkälaisia minivaatimuksia näytöillä on oltava. Lisäksi ryhmä kouluttaa lääketieteen parissa toimivia fyysikoita ja terveydenhoitoalan ammattilaisia sekä edistää ammatillisuutta ja tukee eri asiantuntijatahojen yhteistyötä. (American Association of Physicists in Medicine 2006.)

2.3.1 Laitteiden laatu terveydenhuollossa

Laatujärjestelmään kuuluu hallitun toimintatavan riittävä kuvaus, jotta on mahdollista toimia ohjeistuksen mukaisesti. Toimintapoikkeuksien ennakointi, tilanteen analysointi ja varautuminen ennalta kuuluvat laatujärjestelmän toimintoihin. Lääkintälaitteiden hankintavaiheessa on ratkaistava laitteilta vaadittava tarkkuus, suorituskky ja luotettavuus. Laitteiden käyttö vaatii osaamista, joten koulutuksen järjestäminen on suunniteltava ennakoon. (Sora, Antikainen, Laisalmi, Vierula 2002, 22.)

Laatujärjestelmässä kuvataan:

- laitteiden käyttöönotto
- laitteiden huolto ja kalibrointi
- vastuut
- rekisteröinti ja merkinnät (Sora, Antikainen, Laisalmi, Vierula 2002, 22).

Laadulla on oleellinen merkitys potilasturvallisuuteen. Se tuo säästöjä ja helpottaa lääkäreitä löytämään oikean diagnoosin ajoissa. Laitteiden kehittyessä on laatuaikin kehitettävä, koska uusissa laitteissa on uudenlaisia ominaisuuksia. Laatua käytetään teknologian mahdollisesti tuomien riskien hallintaan.

Fysiatreri Seppo Villasen mukaan digitaalisten röntgenkuvien yhteensopivuusongelmat vaikuttavat lääkäreiden työskentelytapoihin, mikä johtaa kuvien tulkitsemisessä tapahtuvien virheiden havainnointiin. Toisen valmistajan laitteilla ei aina näe CD:lle tallennettua röntgenkuvaa, koska kuvan mukana tuleva kuvankatseluohjelma ei ole yhteensopiva katselulaitteen kanssa. Käyttöjärjestelmä saattaa kaatua katseluohjelman vuoksi tai kuvat eivät näy, joten osa lääkäreistä tyytyy saamiinsa röntgenlausuntoihin, vaikka tulkinnoissa olisi aikaisemmin tapahtunut virhe. (Honkanen, 2010.)

Vastaanottotarkastuksen yhteydessä on varmistuttava siitä, että näyttö toimii kuten valmistaja lupaa, jotta voidaan luotettavasti todeta tapahtuneet muutokset. Näytön kuvan laatu ja valontuotto on tiedettävä tarkalleen, sillä laite ei saa olla enää käytössä, kun näiden vähimmäisvaatimukset eivät enää täyty. Kuvien laatu ja kuvista saatavan tiedon on säilyttävä vaatimusten mukaisina tiedonsiirron ja tallennuksen

jälkeen. (Järvinen ym. 2008, 59.) Näyttöjen luminanssi laskee ajan myötä, minimi- ja maksimiluminanssissa tapahtuu muutoksia, joten luminanssiarvojen pysyvyyttä sallituissa rajoissa on seurattava säännöllisesti. (Liukkonen 2010, 121.)

2.3.2 DICOM-standardi

NEMA (National Electrical Manufacturers Association) ja ARC (American College of Radiology) liittoutuivat vuonna 1983 luodakseen yhteisen standardin digitaalisessa muodossa olevien lääketieteellisten kuvatietojen siirtoon tietoverkossa. Pari vuotta myöhemmin (1985) he esittelivät standardin ensimmäisen version no. 300–1985. Toinen versio 2.0 esiteltiin vuonna 1988. Standardia täydennettiin ja uusi versio 3.0 julkaistiin uudella nimellä DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Tämä versio 3.0 on yhä käytössä ja siihen tehdään päivityksiä. DICOM:in standardikomitea parantaa ja ylläpitää standardia. Tätä tehdään yhdessä laitevalmistajien kanssa ja tarkoituksena on edelleen kehittää lääketieteessä tapahtuvaa tiedonsiirtoa. (Digital Imaging and Communications in Medicine 2010,1.)

DICOM-standardin hyväksymisen jälkeen kaikki lääketieteellisiä kuvaussovelluksia tekevät ovat olleet sen takana. Standardi sisältää sopimuksen siitä minkälaisessa järjestyksessä ja minkälaisessa muodossa erilaisten ja eri tavalla mitattujen ja käsiteltyjen kuvien, kuvasarjojen ja näiden oheistiedot tallennetaan. (Kiuru 2001, 132.)

Tyypillisiä DICOM-laitteita ovat kuvantamislaitteet, tulostimet, kuvatietokanta ja työlistapalvelimet. DICOM on standardisoitu järjestelmä, joka mahdollistaa kuvien siirron ja arkistoinnin tietoverkossa. Lisäksi se määrittelee mitä ominaisuuksia laitteilla on oltava, jotta tietoja voidaan vaihtaa ja tunnistaa. Kuvia on mahdollista tarkastella standardityöasemilta. Kun halutaan yhdistää diagnostisen ja hallinnollisen tiedon siirto, on organisaation sisäisten tietojärjestelmien pystyttävä kommunikoi-
maan keskenään, ja tiedonvälitysprotokollan on oltava yhtenäinen. Tällä tavoin saavutetaan etuja, kuten tutkimusten tarpeen sekä säteilyaltistusten väheneminen ja tutkimusten saatavuus. Monipuolisempi kuvankäsittely mahdollistuu, voidaan

yhdistää eri kuvausmenetelmillä saatua tietoa ja voidaan tuottaa arvokkaampaa kuvatietoa. Terveyskeskusten on mahdollista saada kuvatiedot ja lausunnot omille työasemilleen. (Soimakallio ym. 2005, 70 -71.)

Vuonna 2000 NEMA julkaisi harmaasävy näyttöjen toimintaa määrittelevän standardin, nimeltään Grayscale Standard Display Function (DSDF). Funktion tarkoitus on taata kaikille näyttölaitteille DICOM-standardin mukainen harmaasävykuvan yhdenmukaisuus näytöstä riippumatta. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 2-3.)

Harmaasävyjen yhtenäiselle esittämiselle määritelty GSDF-funktio eli harmaasävy-funktio kuvaa ihmisen silmän visuaalista erotuskykyä. GSDF-harmaasävy funktion luminanssiarvot on määritelty olemaan 0,05 ja 400 cd:n välillä. Käytössä on 1023 erilaista JND (Just Noticeable Difference) -tasoa, mikä tarkoittaa pienintä ihmissilmällä havaittavaa kirkkauden muutosta. Näiden JDN-tasojen väliin sijoittuvat harmaasävyfunktion eri luminanssiarvot. (Digital Imaging and Communications in Medicine 2008, 11.) JND-tasot kattavat matalimman ja korkeimman luminanssin. Alhainen luminanssi vaatii pienemmän luminanssin muutoksen kuin korkeampi luminanssi. Mikäli kahden harmaasävy välinen ero on pienempi kuin yksi JND, eri harmaasävyjen välisiä eroja ei kyetä havaitsemaan. (Liukkonen 2010, 33.)

2.4 LCD - näyttöjen paneelitekniikat

Nykyisin vanhat kuvaputkinäytöt ovat korvautuneet uusilla nestekidenäytöillä. Näitä nestekidenäyttöjä kutsutaan LCD-näytöiksi. Näyttöjen paneelityypeissä on oleellisia eroja, jotka vaikuttavat kuvien katseluun. Uusimmilla tekniikoilla varustetut näytöillä on paremmat ominaisuudet ja hinta-laatusuhde, joka paranee näyttöjen kehityksen myötä. (Liukkonen 2010, 22–23; Hämäläinen 2009, 55–57.)

LCD-näyttö koostuu kerroksista, jossa päällimmäisenä on polarisoitu filmi. Toisena kerroksena on lasi, jonka alapuolella on nestekide, jonka molemmin puolin on elektrodikalvo. Alin kerros koostuu lasista, jota peittää polarisoitu filmi. Pisteet ja

kuviot saadaan syntymään muuttamalla elektrodien rakennetta. (Granlund 2004, 304–305.)

LCD-näyttöjen nestekiteet ovat orgaanisia molekyylejä, jotka muodostavat ohuen nestekerroksen kahden lasilevyn väliin. Nestekidemateriaali muuttaa valon polaritumissuuntaa nestekiteiden asennon mukaan. (Liukkonen 2010, 22.) LCD-näytön tekniikkaan vaikuttaa oleellisesti paneelin perustekniikka, ja näytön tärkein komponentti on paneeli. Näyttöpaneeleissa käytetään erilaisia tekniikoita. Perustekniikat ovat TN (twisted nematic)-, VA (vertical alignment)- ja IPS (in-plane switching)- paneelitekniikat. (Hämäläinen 2009, 55–57.)

TN-tekniikassa nestekiteet kiertävät valon polarisointitasoa jälkimmäisen suotimen suuntaisesti. Sähkökenttä kääntää nestekiteet kohtisuoraan asentoon, siksi valo ei pääse toisen suotimen läpi. TN-tekniikassa sävyjen tummuus on riippuvainen katselukulmasta, joten tällaisen näytön visuaalinen kalibrointi ei onnistu. Mittarillakin kalibroitu näyttö saadaan kalibroinnissa näyttämään oikein vain, jos näyttöä katsellaan kohtisuoraan. VA-tekniikassa nestekiteet ovat ensin kohtisuorassa polarisointikalvoon nähden ja sähkökentän vaikutuksesta ne kääntyvät polarisointikalvon suuntaisesti. Katselukulman parantamiseksi, katselukulman kiteitä käännetään samaan aikaan useissa suunnissa. IPS-tekniikassa nestekiteet ovat polarisointikalvon suuntaisia, mutta valon kiertymiskulmaa säädetään elektrodien luomalla sähkökentällä. Nestekiteitä katsotaan aina sivusuunnasta, siksi IPS-tekniikalla varustetuilla näytöillä on paras katselukulma. Sävyt näkyvät tasaisimmin, siksi tällaiset näytöt sopivat parhaiten kuvien katseluun. (Hämäläinen 2009, 55–57.)

Tavallisessa toimistovalalaistuksessa luminanssin suositellaan olevan 100–140 cd/m², mutta nykynäytöissä päästään huomattavasti korkeampiin arvoihin. Tästä syystä näytön kirkkautta on säädettävä. Halvoissa näytöissä kirkkauden säätö on mahdollista vain prosentteina luminassiarvojen sijaan. Taustavaloa vuotaa aina paneelin läpi, joten kontrasti on näyttöjen heikko kohta. Täysin mustaksi näytön saa, jos kääntää virrat pois. Kun kalibroidaan näyttöä kuvankäsittelyyn, säädetään kontrastia pienemmälle. (Hämäläinen 2009, 55–57.)

2.5 Fotometria

Fotometriassa käsitellään suureita, jotka liittyvät valaistukseen. Näistä suureista tässä työssä käytetään hyväksi valovoimaa, luminassia ja illuminassia. Näkyvä valo on sähkömagneettista säteilyä, joka näkyy tietyllä aallonpituusalueella. Fotoni on säteilyn välittäjähiukkanen ja massaton perusyksikkö. (Peltonen, Perkkiö & Vierinen, 254.)

2.5.1 Valovoima

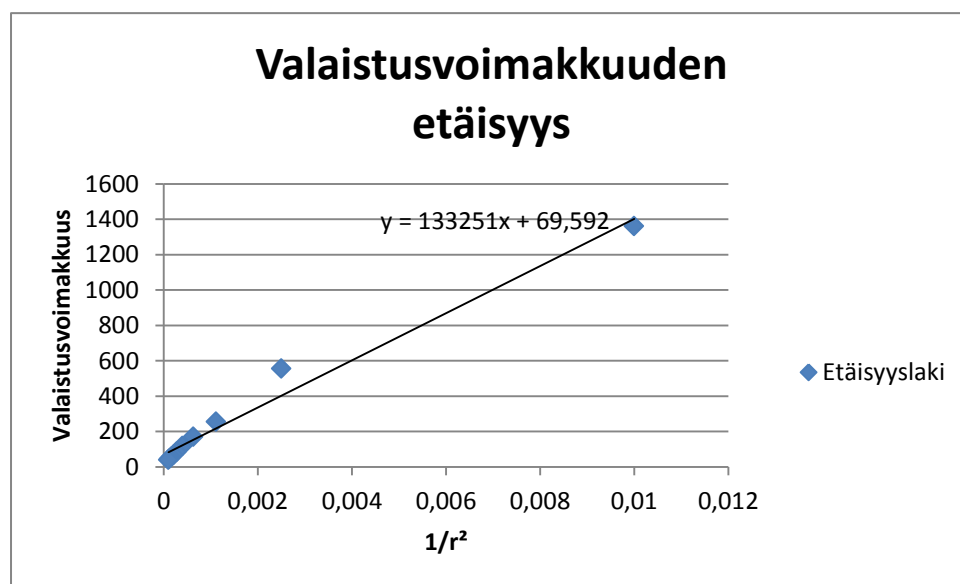
Fotometrian perussuure on valovoima I , jonka yksikkö on kandela (cd). Kandela-nimitys tulee kynttilän englanninkielisestä sanasta (candle), joten yksi kandela vastaa yhden kynttilän tuottamaa valovoimaa. Valovoima on riippuvainen aallonpituudesta. Silmä näkee valon, jonka aallonpituus on 380...750 nm:n välillä. Silmien väriherkkyys on erilainen päivänvalossa kuin hämärässä. Valonsäteet säteilevät koko avaruuteen tai vain osaan siitä, siksi suureiden määrittelyyn tarvitaan kolmiulotteinen avaruuskulma Ω . Avaruuskulmaa käytetään, kun määritellään kulman pallosta leikkaamaa pinta-alaa. (Peltonen, Perkkiö & Vierinen, 254–255.)

2.5.2 Illuminanssi

Valaistusvoimakkuus E on suure, joka kuvaa pintaan osuvan valovirran tiheyttä. Sen yksikkö on luxi (lx) ja kertoo, miten hyvin pinta saa valoa. Valovirta Φ saadaan kertomalla valovoima I avaruuskulmalla Ω . Tämä kaava voidaan esittää käyttökelpoisemmassa muodossa, jossa valaistun pinnan ja lampun etäisyyden kasvaessa pinnan valaistusvoimakkuus vähenee kääntäen verrannollisena etäisyyden neliöön. (Peltonen, Perkkiö & Vierinen, 256–257.)

$$E = \Phi / A = I / r^2 \text{ sr} \quad (1)$$

Jossa I on valovoima ja r^2 on valonsäteen neliö. Kuvion 1 esimerkissä on mitattu valaistusvoimakkuutta lampun edestä muuttamalla lampun ja valaistusmittarin välistä etäisyyttä 10 cm välein. Kuviosta 1 nähdään valaistusvoimakkuuden riippuvuus etäisyydestä.



Kuvio 1. Valaistusvoimakkuuden riippuvuus etäisyydestä. X-akselilla on etäisyys valosta ja Y-akselilla on valaistusvoimakkuus (lux)

2.5.3 Luminanssi

Luminanssi on suure, joka kuvaa valoa säteilevän tai heijastavan pinnan kirkkautta. Sillä tarkoitetaan pinnan valovoimaa tarkastelusuuntaa vastaan kohtisuoraa pinta-ala yksikköä kohden:

$$L = I / A_{\perp} \quad (2)$$

Jossa I on valovoima ja A_{\perp} on tarkasteltava pinta kohtisuorassa tarkasteltavaan pinta-alaan nähden. Sen tunnus on L ja yksikkö on (cd/ m²). LCD-nestekidenäytön tyypillinen maksimiluminanssi on 200 - 500 cd/ m². Luminassi on oleellinen suure näköhavainnon kannalta, koska siihen sisältyy valaistusvoimakkuuden lisäksi pinnan heijastussuhde. (Peltonen, Perkkiö & Vierinen, 260–262.)

3 MITTAUSKOHTEET – VÄLINEET JA OLOSUHTEET

3.1 Mittaus- ja testausmenetelmät sekä mittausolosuhteet

Kuvien katseluun tarkoitettujen näyttöjen testaukseen on mahdollista käyttää automaattisesti ajastettuja testausmenetelmiä. Ne opastavat käyttäjäänsä ja jäsentävät kuvaa sekä tekevät kuvasta tarvittavat johtopäätökset saatujen tuloksien perusteella. Useiden eri testausmenetelmien käyttäminen on mahdollista, jotta erilaisia ominaisuuksia voidaan testata samanaikaisesti. Ne testit, jotka näytön valmistaja on suositellut, tehdään ensisijaisesti valmistajan antamien ohjeiden mukaisesti. Testit tehdään aina tarvittaessa, kuten huoltojen ja korjausten yhteydessä sekä kun laitevalmistajan ohjeistus sitä vaatii. Laitteiden keskeiset ominaisuudet tulee tarkistaa sekä teknisin mittauslaitteita vaativin testein että myös testikuvilla tehtävien testien avulla. (Järvinen ym. 2008, 60.)

Hyväksytysti suoritettu näytön laadunvalvontatestaus vaatii seuraavanlaisia toimenpiteitä:

- Katsotaan edellisen testin tulokset.
- Varmistetaan tarpeellisten työvälineiden saatavuus.
- Tarkistetaan näytön katseluolosuhteet ja sijoittelu.
- Noudatetaan tarvittavia näytön käynnistystoimenpiteitä.
- Dokumentoidaan ympäröivän valaistuksen taso.
- Kalibroidaan ja tarkistetaan näytön minimi- ja maksimiluminanssi, kirkkaus ja kontrastiasetukset.
- Jos on tarpeellista ja mahdollista, näytöille suoritetaan DICOM-kalibrointi. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 120–122.)

Vaatteista ei saisi tulla heijastumia näytölle mittaamisen aikana. On otettava mittausolosuhteet huomioon, sekä se miten mittaaja vaikuttaa mittaustuloksiin. Visuaa-

liset testit ovat tulkinnanvaraisia, koska eri henkilöt tulkitsevat tutkimiansa kuvia eri tavoin ja näkevät eri tavalla.

Kaikissa mittaustuloksissa esiintyy epävarmuustekijöitä, jotka johtuvat joko mittajasta, mittausten menetelmistä tai mitattavasta kohteesta. Tämän vuoksi samat mittaukset on toistettava useaan kertaan, näin on mahdollista määrittää todellinen mitausarvo. Virheet jaetaan kolmeen luokkaan:

1. Karkeat virheet
2. Järjestelmälliset virheet
3. Satunnaiset virheet. (Telkki 2008, 2.)

Karkeita virheitä syntyy vääristä tulkinnoista, mittalaitteiden vioista tai mittauksen aikana ilmenevistä häiriöistä. Järjestelmälliset virheet ovat virheitä, jotka pyrkivät vaikuttamaan samaan suuntaan, kuten laitteiden väärä kalibrointi. Ne aiheuttavat usein vaikeimmat ja tärkeimmät mittauserot. Satunnaiset virheet vaihtelevat kokeiden välillä. Nämä virheet voivat johtua mittausmenetelmästä. (Telkki 2008, 2.)

Tarkistusten ja mittausten tulokset on kirjattava pöytäkirjaan. Mittaustuloksia verrataan suositukseen ja ryhdytään toimenpiteisiin, mikäli näytöt eivät täytä niille asetettuja vaatimuksia.

Ennen testin suorittamista on huolehdittava, että näytön etupinta on puhdas. Näyttö on syytä käynnistää noin puoli tuntia ennen testien aloittamista, että näytön kirkkaus- ja kontrasti ehtivät asettua luotettavalle tasolle. Testit on tehtävä niissä olosuhteissa, joissa kuvia yleensä katsellaan, niin että valaistus, katseluetäisyys ja näytön sijoitus sekä katselukorkeus pysyvät samoina. Näytön käyttäjän ei saisi muuttaa näytön kirkkaus- tai kontrastiasetuksia. (Järvinen ym. 2008, 60.)

3.2 Dome Cextra-kuvankatselu- ja testiohjelmisto

Dome Cextra on erään näytön valmistajan laadunvarmistus- ja DICOM-kalibrointiohjelmisto ohjelmisto, jota käytetään diagnostisissa kuvankatselunäy-

töissä. Ohjelmiston avulla näyttöjä voidaan hallinnoida ja seurata näyttöjen DICOM-standardin vaatimuksenmukaisuutta. Se tarjoaa valikoiman testikuvia, joilla voidaan mitata ja visuaalisesti tarkastella näyttöjen laatua ja laadun jatkuvuutta. Lisäksi se sisältää automatisoidun DICOM-kalibroinnin, TG18-testikuvat ja käyttöliittymän niiden selaamiseen sekä jatkuvan päivityksen. DICOM-kalibroinnin seurantaohjelmistoa käytetään diagnostisissa näytöissä, jotka sisältävät sisäisen taustavalon kirkkautta säätelevän sensorin.(NDS [Viitattu 22.2.2011].)

Dome Cextra-kalibrointiohjelmisto mahdollistaa DICOM-kalibroinnin tavanomaisille toimisto näytöillekin, joissa ei ole automaattista kalibrointia. Kalibrointiin tarvitaan Planar-pintaluminanssimittari (kuva 1) ja Dome Cextra-ohjelmisto, joka on mahdollisuus asentaa esim. CD-levyltä. Dical-palvelu mahdollistaa DICOM-kalibroinnin vaatimustenmukaisen luminanssivasteen mittauksen suorittamisen näytöille. Kalibrointi tehdään pitämällä pintaluminanssimittaria näytön keskellä luminanssiltaan vaihtuvassa harmaasävyruudussa. Ohjelma ilmoittaa, kun kalibrointi on suoritettu onnistuneesti.



Kuva 1. Planar-pintaluminanssimittari ja asennus-CD

3.3 Hagner Universal Photometer S2-luminanssimittari

Hagner Universal Photometer-luminanssimittaria (kuva 3) käytettiin mittamaan näkyvän valon heijastumista suljetulta näyttöruudulta. Se on B Hagner ab:n valmistama mittari, joka koostuu valokennosta, kosinikorjaimesta, värinkorjaussuotimesta sekä virtamittarista. (Hagner [Viitattu 13.2.2011].)

Ennen mittauksen suorittamista täytyy varmistaa, että mittari näyttää nolla-arvon oikein eli mittari täytyi kalibroida oikean mittaustuloksen saavuttamiseksi. Tämän toimenpiteen suorittamiseksi oli mittarin linssi peitettävä ja painettava mittarin pohjassa olevaa "Darken internal cell" -kytkintä. Seuraavaksi mittarin neula laitetaan osoittamaan nollakohtaa "Set zero"-vivun avulla. Mittarissa on "Range"-kääntökytkin, jolla on mahdollisuus asettaa mittauseroin mitattavalle luminanssi-alueelle. Mittarilla osoitettiin kohtisuorassa asennossa n. puolen metrin etäisyydeltä näytöstä ja mittarin asteikolta luettiin luminanssiarvo. Luminanssiarvoa on mahdollista säätää tarkemmaksi "Scale"-näppäimen avulla. (Hagner, 1980)



Kuva 2. Hagner Universal Photometer -luminanssimittari

3.4 Unifors Xi platinum edition

Unifors Xi on yleismittari, jolla voidaan tarkastella mm. näyttöjen pintojen kirkkauseroja ja ympäristön valaistusta. Laitteen käyttö on hyvin yksinkertaista, koska siinä on vain kaksi painiketta. Vasemmanpuoleista näppäintä käytetään virta- ja peruutusnäppäimenä ja oikeanpuoleista näppäimestä löytyvät valittavat ominaisuudet. Unifors Xi-mittaria käytettiin illuminanssimittarina, kun mitattiin ympäröivää valoa. Pintaluminanssin mittauksessa mittariin täytyi liittää putki ja tukirengas, jolloin voitiin suorittaa luminanssivasteen ja -tasaisuuden mittaukset. Luminassimittaria pidettiin näytön pinnassa ja painettiin samanaikaisesti mittarinappia kaksi kertaa. Ensimmäisellä kerralla mittaustiedot siirtyvät automaattisesti perusyksikköön ja toisella mittauksella mittaustiedot siirtyvät suoraan mittauspöytäkirjaan.

Unifors Xi platinum edition perusyksikköä (Base Unit) säilytetään alumiinisalkussa, joka sisältää lisäksi seuraavanlaisia tarvikkeita:

- CD-levy
- ohjekirja
- jalusta
- virtalähde(110–240 V)
- liitäntä- ja sarjakaapelit
- USB-sarjaporttisoitin
- Bluetooth-sovitin
- mittapää
- varjostinputki
- varjostinrengas. (Unifors [Viitattu 13.2.2011].)



Kuva 3. Vasemmalla puolella Unifors Xi platinum edition-perusyksikkö ja oikealla puolella pintaluminanssin mittauksessa käytetyt tarvikkeet

Unifors Xi View on erillinen ohjelmisto, joka näyttää ja tallentaa Unifors Xi:llä mitatun tiedon. Mittaustieto voidaan siirtää suoraan PC:lle Windows-pohjaisiin ohjelmiin, kuten Excel-taulukkolaskentaohjelmaan. Unifors Xi View -ohjelma asennettiin kannettavaan tietokoneeseen ennen mittauksen aloittamista.

3.5 Mittauspöytäkirja

Mittauspöytäkirjana käytettiin Seinäjoen keskus-sairaalassa käytössä olevaa Microsoft Excel-pohjaista taulukkoa. Mittaustiedot on mahdollista siirtää Excel-taulukkoon suoraan Unifors Xi-mittarilta Bluetooth-yhteyden avulla. Tämä tapahtuu joko Bluetooth-moduulin tai PC:n sisäänrakennetun bluetooth-yhteyden kautta. Mittaustietojen siirto voi tapahtua myös kaapelin kautta. (Unifors [Viitattu 13.2.2011].) Mittauspöytäkirjassa on neljä välilehteä: mittaukset, yhteenveto, Xi-mittari ja laskenta. Mittausvälilehdeltä löytyvät kaikkien testien tulokset. Yhteenveto-välilehdellä on yhteenveto testien ja mittauksen tuloksista. Xi-mittari-välilehdelle tulee suora mittaustieto Xi-view-ohjelmiston kautta halutulle solulle. Laskentavälilehdellä on mitatut luminassiarvot, joita verrataan DICOM GSDF-harmaasävyfunktioon.

4 SUORITETTUIJEN MITTAUSTEN JA TESTIEN TAUSTAT JA TARKOITUS

4.1 Ympäristön vaikutukset

Kuvan katseluun käytettävien näyttöjen katseluolosuhteet tulisi tarkistaa vuoden välein. Miten näytöt on sijoitettu, minkälaisia heijastuksia näytölle tulee sekä missä kulmassa näyttöä katsellaan. Testaus tulisi tehdä riittävän hämärässä, eikä näytöltä saisi näkyä heijastuksia valonlähteistä ja vaatteista. Radiologin olisi hyvä tarkistaa kuvien katseluolosuhteet ja kuvankatselunäytöt joka päivä. (Järvinen ym. 2008, 61–62.) Kirkkaassa valaistuksessa tulisi kiinnittää huomiota näyttöjen sijaan, näytölle tulevien heijastusten vuoksi. Valaisin ja muut valonlähteet eivät saisi näkyä suljetun näytön näyttöruudulta. (Liukkonen 2010, 125–126.) Ympäristön vaikutuksia käsitteleviä mittauksia ovat ympäröivä valaistus sekä näytölle heijastuva valo.

4.1.1 Ympäröivä valaistus

Ympäröivä valaistus eli illuminanssi kuvaa näytön etupintaan joka suunnasta tulevaa ympäröivän valon määrää, mutta illuminanssi ei kerro kuinka hyvin näytöltä nähdään kyseisessä valaistuksessa. Radiologisten kuvien katseluympäristössä illuminanssin tulisi olla 2 - 60 luksin välillä. Liian korkea illuminanssi heikentää kuvan laatua ja vaikuttaa kontrastieroavaisuuksien havaitsemiseen. (Liukkonen 2010, 25.)

Näyttöjen sijainnin tulisi olla sellainen, että kuvankatseluympäristön valonlähteet, kuten ikkunat sekä valaistus, eivät aiheuttaisi häikäisyä näyttöruudulle tai katsojalle. Näytön kirkkauden suhde ympäröivään valaistukseen tulisi huomioida, koska liian pimeässä työskentely rasittaa silmiä ja suuri valaistusero vaikuttaa näkemi-

seen. AAPM:n suosittelee, että valaistusvoimakkuuden pitäisi olla alle 15 luksia, mutta korkeampikin valaistustaso on hyväksyttävä, mikäli näytöllä on hyvät heijastusominaisuudet. (Järvinen ym. 2008, 62.)

Ympäröivän valaistuksen eli illuminanssin mittaukseen käytettiin Unifors-yleisvalaistusmittaria. Mittarianturi asetettiin näytön keskelle anturi huoneeseen päin.

4.1.2 Näytölle heijastuva valo

Näytön pinnan kirkkautta kuvaava tunnus on valovoima eli luminanssi, johon vaikuttavat näytön pinnan heijastusominaisuudet. Luminassi kuvaa näkyvän valon heijastusta näyttöruudulta. Luminassin erot havaitaan hyvin myös silmämääräisellä tarkastelulla. (Liukkonen 2010, 24.)

Hagner-teleskoopimittaria käytettiin mittaamaan näytölle heijastuvan valon määrää näytön ollessa suljettuna. Mittari kohdistettiin keskelle näyttöä puolen metrin etäisyydeltä normaaleissa katseluolosuhteissa. Tulokset kirjattiin pöytäkirjaan ja niitä käytettiin hyväksi luminassivasteen laskemisessa.

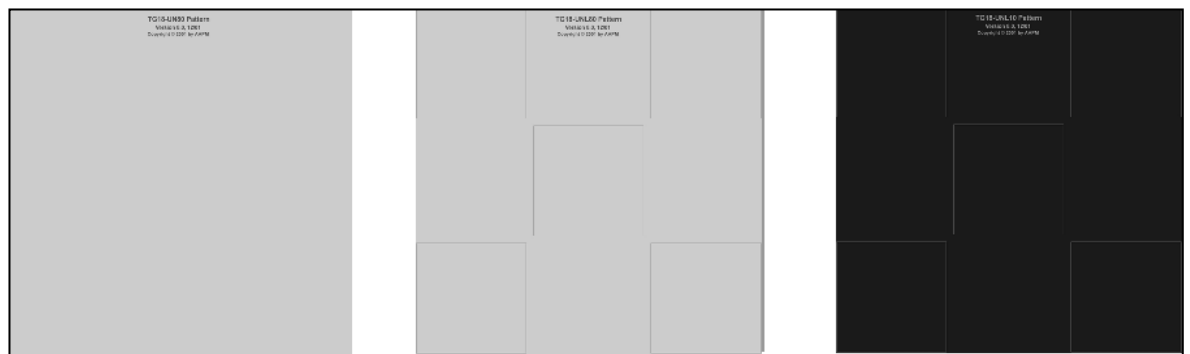
4.2 Näyttöjen ominaisuudet

Kuvankatselunäyttöjen ominaisuudet vaihtelevat ja ovat kuvan kirkkauden suhteen huonommat kuin valotaululta tarkasteltaessa, myös kontrastierotuskyky on erilainen. Näyttöjen valotuotto ei ole aina samanlainen, vaan vaihtelee suuresti. Näyttöjen ominaisuudet muuttuvat ajan kuluessa. Lääketieteelliset kuvat ovat useimmiten harmaasävykuvia, joten kuvien katseluun on mustavalko-näyttö paras vaihtoehto. Harmaasävy näytöt ovat kirkkaampia kuin vastaavat värilliset näytöt. Näytön suuri koko edellyttää suurta virkistystaajuutta ja riittäviä harmaasävyominaisuuksia, jotta kuva säilyy välikymättömänä. (Kiuru 2001, 134.) Näyttöjen ominaisuuksia ovat luminanssin tasaisuus, luminanssivaste ja -suhde, Näitä ominaisuuksia selvitettiin sekä mittaamalla että laskemalla.

4.2.1 Luminassin tasaisuus

Ihmisen silmä ei aisti helposti näytön luminanssin muutoksia, siksi nämä muutokset eivät oleellisesti vaikuta kuvien katseluun näytöltä. Luminanssi jakaantuu epätasaisesti näytöille, koska näyttöjen nestekidekerros, näytön pintojen kirkkaudet sekä taustavalo ovat erilaisia. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 89.)

Luminanssin tasaisuuden mittauksessa käytettiin pintaluminassi-mittaria, jolla mitattiin AAPM:n tummasta TG18-UNL10-testikuvasta sekä vaaleasta TG18-UNL80-testikuvasta (kuva 5) luminanssin vaihtelut (American Association of Physicists in Medicine 2005, 91–92). Luminassin tasaisuus eli kuvien kirkkaus tarkistetaan koko kuvan alalta. Valaistusmittarilla mitataan kuvan keskeltä ja nurkista sekä tehdään silmämääräinen testikuvan tarkistus. AAPM:n suositusten mukaan kuvan vaaleampien ja tummempien kuvioiden luminassiero saisi olla korkeintaan 30 % niiden keskiarvosta. (Järvinen ym. 2008, 65.)



Kuva 4. Kuvassa vasemmalla TG18-UN80-testikuva, keskellä TG18-UNL80-testikuva ja oikealla TG18-UNL10- testikuva (American Association of Physicists in Medicine 2005, 48.)

4.2.2 Luminassivaste ja -suhde

Luminanssisuhde on matalimman ja korkeimman luminanssin suhde, jossa otetaan huomioon näytölle heijastuva valo. Suhdeluvusta selviää kuinka hyvin eri sä-

vyt erottuvat toisistaan. Mitä suurempi luminanssisuhde on, sitä paremmin harmaan eri sävyt erottuvat taustastaan. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 29.)

Kontrastisuhde on matalimman ja korkeimman luminanssin suhde ilman heijastuvan valon vaikutusta. Kirkkaassa kuvankatseluympäristössä vaaditaan korkeampaa maksimiluminanssia. Harmaasävyinäytön tyypillinen kontrastisuhde on 600. (Liukkonen 2010, 25.) Luminanssisuhteen tulee primäärinäytöillä olla alle 250 ja sekundäärinäytöillä alle 100. Näyttöparien välinen ero saa olla korkeintaan 10 %. (Liukkonen 2010, 56.)

Lääketieteellisten kuvien katseluun tarkoitetuissa näytöissä on mittaussovelluksia, jotka automaattisesti tasapainottavat minimi- ja maksimiluminanssin suhdetta, jotka muuttuvat ajan kuluessa. Nämä järjestelmät pidentävät näytölle vaadittuja kalibrointivälejä, mutta täysin luotettavia ne eivät ole. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 29.)

Luminanssisuhde (LR) selvitetään minimi- ja maksimiluminanssien mittausarvoista käyttämällä seuraavaa yhtälöä:

$$LR = \frac{(L_{max} + L_{amb})}{(L_{min} + L_{amb})} \quad (3)$$

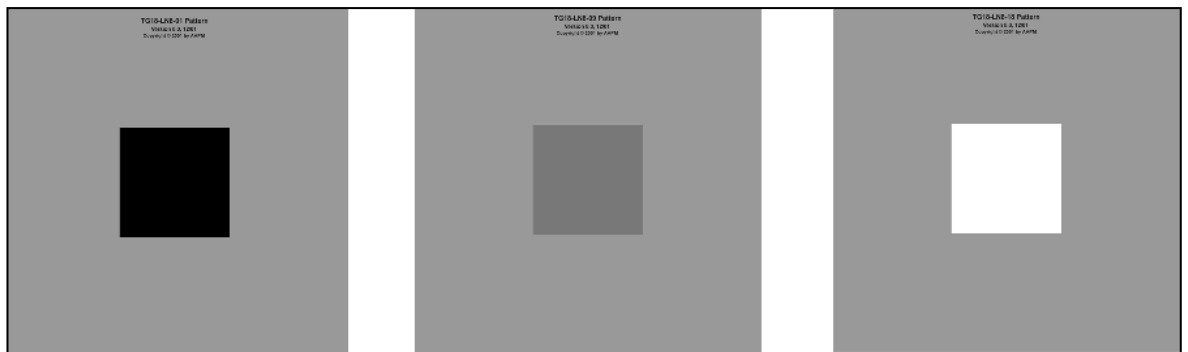
jossa L_{max} on näytön maksimiluminanssi ja L_{min} on näytön minimiluminanssi sekä L_{amb} merkitsee näytölle heijastuvaa valoa. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 78–91.)

Luminanssivasteen mittauksessa selvitetään näytön harmaasävyjen kirkkauserot. Näytöt eroavat toisistaan minimi- ja maksimiluminanssin suhteen. Ihmissilmä aistii herkemmin kuvan kirkkaat kuin tummemmat alueet, siksi kirkkaiden alueiden luminanssin vaihtelut nähdään helpommin. Näytöt on DICOM-kalibroitava, jotta kirkkauserot havaittaisiin mahdollisimman selvänä ja tasaisena. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 78–79.)

Näyttöjen DICOM-kalibrointi suoritetaan mittaamalla luminanssimittarilla tietty määrä harmaasävyjä. LCD-näytöissä on sisäinen taustavalon luminanssia mittaava tunnistin, jonka ansiosta taustavalo pysyy kalibroidulla luminanssitasolla, vaikka taustavalo hiipuisikin. Joissain LCD-näytöissä on etupaneelissa tunnistin, joka mittaa ulostulevan luminanssin ja varmistaa kalibroinnin pysyvyyden, vaikka ympäröivä valaistus muuttuisikin. DICOM-kalibrointi vähentää diagnosointiin käytettyä aikaa.(Liukkonen 2010, 33–34.)

Luminanssivasteen mittausta varten on mitattava näytön minimi- ja maksimiluminanssit näytön kalibroinnin ja asetusten varmistamiseksi. Lisäksi on mitattava näytölle heijastuva valo. Luminanssivasteen mittamiseen käytettiin Unifors Xi -pintaluminanssi-mittaria. Minimiluminanssi mitattiin TG18-LN-01-testikuvasta ja maksimiluminanssi TG18-LN-18-testikuvasta (kuva 6).

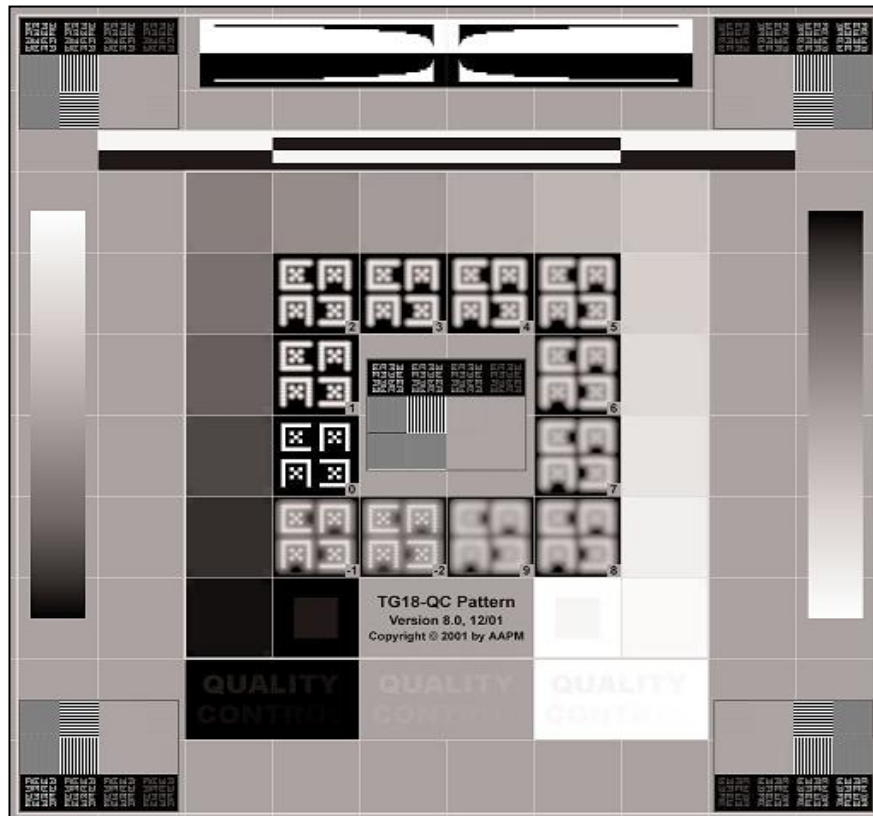
Luminanssivaste mitattiin pintaluminanssi-mittarilla TG18-LN12-testikuvasarjan avulla, jossa on 18 kuvaa, joiden keskellä mittausalue sijaitsee. Mittavien alueiden kirkkaudet vaihtelevat. Mittaustuloksia verrataan DICOM-kalibroittujen näyttöjen tuloksiin. DICOM-käyrä sallii $\pm 10\%$ poikkeaman harmaasävyfunktion mukaisesta luminanssikäyrästä. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 47,84.)



Kuva 5. Kuvassa vasemmalla TG18-LN01-testikuva, keskellä TG18-LN09-testikuva ja oikealla TG18-LN18-testikuva (American Association of Physicists in Medicine 2005, 47.)

4.3 Visuaaliset testit

Kuvankatselunäytöille tehdään visuaalinen testaus testitestikuvan avulla. Testikuvana voidaan käyttää TG18-QC-testikuvaa (kuva 7). Kuvissa on oltava oikeat mitasuhteet ja kuvan on näytettävä normaalilta. Havaittavaa kohinaa ei saisi olla. Kuvan tulisi olla tasainen sekä harmaiden testikuvan kuvioden ja viivojen tulisi erottua selvästi. Kahden vierekkäisen kuvan tulisi olla samannäköisiä. Yleisen suosituksen mukaan testikuvan yleistarkastelu tulisi tehdä viikoittain ja erityistä huomiota tulisi kiinnittää valkoisten ja tummien neliöiden sisällä olevien pienempien neliöiden erottumiseen. Tarkempi tarkastelu suositellaan tehtäväksi 3 - 12 kuukauden välein. (Järvinen ym. 2008, 62–64.) Visuaalisia testejä tehtiin useiden testikuvien avulla, joissa havainnointi testikuvista tehtiin silmämääräisesti.



Kuva 6. TG18-QC-testikuva (American Association of Physicists in Medicine 2005, 43.)

4.3.1 Spekulaarinen heijastus

Spekulaarisessa heijastuksessa eli peiliheijastuksessa ympäröivästä valonlähteestä näytön pinnalle saapuva valo heijastuu takaisin näytön etupinnalta huonetilaan. Valo saapuu näytön pintaan tietyssä kulmassa pinnan normaalin suhteen ja heijastuu takaisin siten että heijastuskulma on samansuuruinen kuin tulokulma. Pinnan materiaali vaikuttaa heijastuskulman suuruuteen. (Liukkonen 2010, 26.)

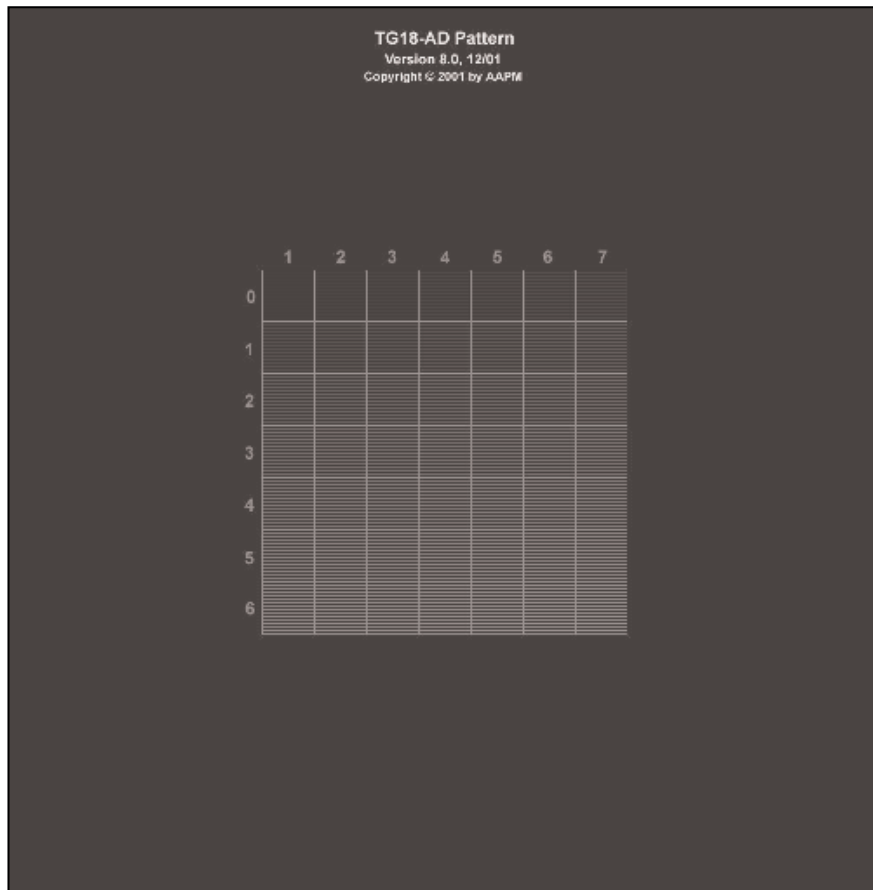
Peiliheijastuksessa kirkas valonlähde häiritsee kuvan tulkintaa, joten näytön asetelulla, ympäristön valaistuksella ja katselukulmalla voidaan vaikuttaa heijastuksen aiheuttamiin ongelmiin. Spekulaarisia heijastuksia selvitetään näyttölaitteiden ollessa sammutettuina, jolloin havainnoidaan näytölle heijastuvia valonsäteitä sekä korkeakontrastisia kohteita, kuten lääkärin valkoinen takki. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 71.)

4.3.2 Diffuusiheijastus

Diffuusiheijastuksessa eli hajaheijastuksessa pinnalle tulevat valonsäteet jakaantuvat ja heijastuvat eri suuntiin pinnan epätasaisuuden vuoksi. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 71.) Hajaheijastus erottuu näytöltä tasaisena alueena eikä kuvista erottuvina yksityiskohtina. Näytön ollessa päällä mustan kuvan on erotuttava kirkkaampana kuin näytön ollessa sammutettuna, muuten ympäröivästä valaistuksesta johtuvaa hajaheijastusta on liian paljon. (Liukkonen 2010, 26.)

AAPM:n TG18–AD on testikuva, jolla voidaan tarkastella huoneen valaistuksen merkitystä tummilla alueilla olevien kontrastien havaittavuuteen. AAPM:n TG18–AD-testikuvan (kuva 8) avulla tutkitaan ympäröivän valaistuksen aiheuttaman hajaheijastuksen vaikutusta n. 30 cm:n etäisyydeltä näytöltä. Testikuvassa on 49 vaakasuoraa viivaa, joiden sävyt vaihtelevat tummemmasta vaaleampaan. Viivat ovat rivien ja sarakkeiden sisällä, mitkä on numeroitu. Mustat viivat alkavat 0-alueelta ja alaspäin mentäessä viivat vaalenevat. (American Association of Physi-

cists in Medicine 2005, 49.) Tarkasteltava kohde ei saa näkyä paremmin himmeämmässä valaistuksessa. Mikäli näin käy, on ympäröivän valon voimakkuutta vähennettävä. (Liukkonen 2010, 26.) Harmaasävyissä tapahtuvat muutokset on havaittava samalla tavalla sekä valaistussa ja pimeässä huoneessa. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 74.)



Kuva 7. TG18-AD-testikuva (American Association of Physicists in Medicine 2005, 49.)

4.3.3 Luminanssin kulmariippuvuus

Luminanssin kulmariippuvuutta selvitetään AAPM:n TG18-CT-testikuvan (kuva 9) avulla, jossa näytöllä olevaa kuvaa tarkastellaan kohtisuoraan edestä. Tässä testissä tutkitaan harmaasävyinäytöissä erottuvia puolikuun muotoisia kohteita, jotka sijaitsevat erisävyisten harmaiden neliöiden sisällä. Näitä samankokoisia eri har-

maan sävyisiä neliöitä on 16 kappaletta mustan ja valkoisen sävyjen välillä. Jokaisen neliön sisällä olevien puolikuun muotoisten kohteiden on erotuttava silmämääräisesti tarkasteltuna. Tarvittaessa on mahdollista tehdä tarkempia testejä, mutta tämä vaatii tarkoituksenmukaisia työvälineitä. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 46,91–92.)



Kuva 8. TG18-CT- testikuva (American Association of Physicists in Medicine 2005, 46.)

4.3.4 Geometriset vääristymät

Kuvan geometria poikkeaa alkuperäisestä kuvasta, joten kuva ei näy oikein. Tällaiset vääristymät vaikuttavat kuvan muotoon ja kokoon erityisesti suuremmissa näytöissä. Geometrisia vääristymiä mitataan AAPM:n TG18-QC- testikuvasta käyttämällä viivoitinta apuna. Vaihtoehtoisesti on myös mahdollista käyttää AAPM:n TG18-LPV/LPH-testikuvaa. TG18-QC-testikuvan keskellä on pienten neliöiden

rajaama alue, jonka sisällä on neljä 6x6 kokoista neliötä, joiden pysty ja vaakasivujen pituudet mitataan viivoittimella. Testeillä havainnoidaan, ovatko näytöllä olevat kuvat mittasuhteiltaan ja muodoiltaan oikein. Uusissa LCD-näytöissä geometriset vääristymät ovat harvinaisempia, niitä esiintyy lähinnä CRT-näytöissä. Vääristymät näkyvät selvemmin näytön reuna-alueilla. Sekundäärinäytöillä geometrinen poikkeama ei saa olla enempää kuin 2 % ja primäärinäytöillä poikkeama ei saa ylittää 5 %. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 67–69.)

4.3.5 Resoluutio

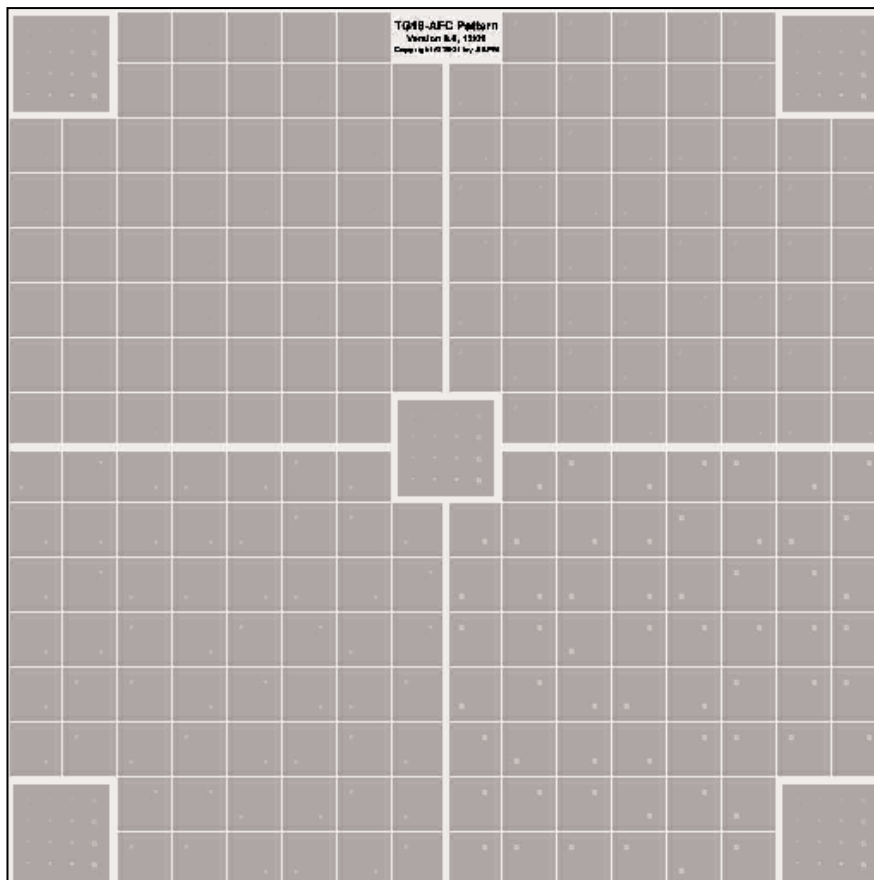
Resoluutio mittaa näytön kykyä erotella kuvasta erottuvat yksityiskohdat riittävän hyvin. Kuvapisteen eli pikseleiden määrä ja koko vaikuttavat näytön erottelukykyn. Suurempi resoluutio merkitsee tiheämmässä olevia pisteitä ja tarkempaa kuvaa. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 15.)

AAPM:n TG18-QC-testikuvan keskellä ja kulmissa olevia Cx-merkkejä sekä pysty- ja vaakaviivoja käytetään resoluution silmämääräiseen tarkastamiseen. Testikuvan keskellä olevien Cx-kuvioiden laatua arvioidaan kuvan keskellä olevalla asteikolla. Kuvan keskellä olevia kuvioita verrataan näiden ympärillä oleviin kuvioihin. Viivojen tulisi näyttää saamanlevyisiltä ja Cx-merkkien tulisi näkyä riittävän selvästi. Tässä tarkastelussa apuna käytetään suurennuslasia. Tällä tavoin varmistetaan näytön riittävä tarkkuus ja erottelukyky radiologisten kuvien tarkasteluun. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 95–96.) Resoluutio-kohteiden erottuminen on pisteytetty primäärinäytöillä olemaan välillä 0-4 ja sekundäärinäytöillä olemaan välillä 0 - 6. 0 tulos on paras, koska silloin kuviossa ei ole epätarkkuuksia. Sekä pystysuorien että vaakasuorien viivojen on erotuttava samankaltaisina. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 97.)

4.3.6 Kohina

Näytön kohina merkitsee luminanssin ajallista ja paikallista satunnaista vaihtelua, joka vaikuttaa pienten ja pienikontrastisten kohteiden erottumiseen. Kohina havaitaan tummina tai kirkkaina pisteinä tai vaaka- ja pystysuorien viivojen vääristyminä. (Liukkonen 2010, 30.)

Kohinan testaukseen käytetään AAPM:n TG18-AFC-testikuvaa (kuva 10). Testikuva on jaettu neljään samankokoiseen alueeseen, joiden taustat poikkeavat toisistaan. Alueiden taustoilla on vaihteleva määrä erikokoisia kohteita. Kohteet suurenevät ja niiden määrä lisääntyy oikealle ja alaspäin mentäessä. Testikuvasta määritellään havaittavissa olevia kontrastieroja 30 cm:n etäisyydestä. Tarkoituksena on havaita neliöiden sisällä taustasta erottuvat kohteet. AAPM:n suositusten mukaan primäärinäyttöiltä tulisi erottaa vähintään kolmen neliön sisällä olevat kohteet. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 55, 102.)



Kuva 9. TG18-AFC-testikuva (American Association of Physicists in Medicine 2005, 55.)

4.3.7 Virheelliset pikselit

LCD-näytön kuva koostuu kuvapisteistä eli pikseleistä, joita ohjataan siten, että jokaisen pisteen kohdalle synnytetään jännite (Granlund 2004, 308). Valmistusvirheiden tai kuvapisteiden ohjausvirheiden seurauksena LCD-näytölle voi ilmentua virheellisesti toimivia kuvapisteitä, jotka nähdään näytöllä muuttumattomina, joko mustina, valkoisina tai värillisinä pisteinä. Virheellisten pikselien vaikutusta ympärillä oleviin pikseleihin voidaan estää tekniikalla, joka muuttaa kirkkaan, viallisen pikselin kuolleeksi pikseliksi. (Kuokka 2011, 30.) Pikselit voivat olla joko jumittuneita eli eivät muuta tilaansa millään tavalla, muuttavat tilaansa ilman signaalia, tai ne eivät reagoi signaaliin mitenkään. Mustista pikselistä käytetään nimitystä kuolleet pikselit, ne vaikuttavat heikentävästi paikkaerotuskykyyn. Kuitenkin tavallisempaa on, että pikselit toimivat vain osittain, niiden ohjauksessa olevien häiriöiden vuoksi. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 115.)

Kuvakatselunäytöille on luotu standardi ISO-13406-2, jossa on ilmoitettu minkä verran sallitaan kokonaan mustia, kokonaan kirkkaita tai osittain toimivia pikseleitä. Katselijan kannalta on ongelmallista, jos viallinen piste sijaitsee näytön keskellä tai on muutoin häiritsevässä kohdassa näyttöä, vaikka niiden sallittu määrä ei ylityisikään. Tavallisessa kuvankatselunäytössä on miljoonia kuvapisteitä, joissa jokaisessa on kolme osaväriä. Siksi onkin hyvin todennäköistä, että näitä viallisia pikseleitä esiintyy näytöllä. Valmistajat ilmoittavat takuussaan sallittujen pikselien määrän. (Kuokka 2011, 30.)

Virheellisiä pikseleitä tutkitaan AAPM:n TG18-UN10- ja TG18-UN80-testikuvien avulla. TG18-UN10-testikuva on sävyltään tummanharmaa, jotta kirkkaat pikselit olisivat selvästi erotettavissa. TG18-UN80-testikuva taas on sävyltään vaaleanharmaa, jotta tummat pikselit erottuisivat. Muut viallisesti toimivat pikselit, mustien ja kirkkaiden pikseleiden, väliltä yritetään erottaa katsomalla molemmista testikuvista. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 48.)

5 SUORITETUT MITTAUKSET JA TESTIT

5.1 Mittausvälineet ja mittauskohteet

Näissä mittauksissa käytettiin seuraavanlaisia mittausvälineitä:

- Hagner Universal Photometer S2-luminanssimittari
- Unifors Xi -illuminanssimittari
- Unifors Xi -pintaluminanssimittari
- viivoitin
- suurennuslasi

Näiden mittaustyökalujen lisäksi tarvittiin kannettavaa tietokonetta tarvittavine ohjelmistoineen sekä USB-muistitikkoa, jotta tietojen ja tulosten siirtäminen laitteelta toiselle olisi mahdollista. Mittausvälineet on kalibroitu.

Tutkimuksessa suoritettiin mittauksia Seinäjoen keskus-sairaalassa sekä Seinäjoen terveyskeskuksessa. Sairaalassa mittauksia tehtiin 12 kuvankatselunäytölle (kuva 2) ja terveyskeskuksessa mitattiin 5 näyttöä. Näille kaikille näytöille tehtiin ympäristön vaikutuksia koskevat mittaukset, näytön ominaisuuksia koskevat mittaukset sekä visuaaliset testit, joita on yhteensä 12 erilaista testiä. Nämä kaikki mittaukset on tehnyt Uusi-Niemi (2010) ja nyt suoritettavat mittaukset ovat uusintamittauksia.

Taulukossa 1 on yhteenveto suoritetuista mittauksista ja testeistä, käytetyistä välineistä sekä menetelmistä ja AAPM:n suosituksista. Taulukosta nähdään minkälaisia testikuvia ja mittausvälineitä käytetään näytön eri ominaisuuksien tarkastamiseen ja minkälaisia tulosten suositellaan olevan.

Taulukko 1. Yhteenveto testeistä ja mittauksista

Mittaus	Mittausvälineet	Suosituks
Ympäröivä valaistus illuminanssi (lux)	Yleisvalaistusmittari Unifors Xi	Oltava alle 15 lux (suljettu näyttö)
Näytölle heijastuva valo Lamb (cd/m)	Teleskooppimittari Hagner	(Tarvitaan luminanssivas- teen laskemiseen) (suljettu näyttö)
Luminanssitasaisuus 10 mittausta (keskeltä, kulmista, 2 eri testiku- vaa)	Pintaluminanssimittari testikuvat TG18-UNL80 (vaaleanharmaa) TG18- UNL10 (tummanharmaa)	Tummempien ja vaa- leampien kuvioiden lumi- nanssiero saa olla kor- keintaan 30 %.
Luminanssivaste 18 mittausta	Pintaluminanssimittari minimiluminanssi testiku- vasta TG18LN-01 maksimiluminanssi testi- kuvasta TG18LN-18	± 10 % poikkeama har- maasävyfunktion mukai- sesta luminanssikäyrästä.
Luminanssisuhde	Lasketaan Lmin, (minimi) Lmax(maksimi) ja Lamb:n (näytölle heijastuva valo) avulla	Primäärinäytöillä 250 Sekundäärinäytöillä 100 Näyttöparien välinen ero saa olla korkeintaan 10 %.
Spekulaarinen heijastus	Visuaalinen tarkastelu Onko valonlähteitä Onko korkeakontrastisia kohteita	(suljettu näyttö)
Diffuusiheijastus	Visuaalinen tarkastelu testikuvasta TG18-AD	Harmaasävymuutokset on havaittava samalla tavoin valaistussa ja pi- meässä tilassa.
Luminanssin kulma- riippuvuus	Visuaalinen tarkastelu testikuvasta TG18-CT	Kaikkien neliöiden sisällä olevien puolikuun muo- toisten kohteiden on ero- tuttava.
Geometriset vääristy-	Visuaalinen tarkastelu	Vaaka- ja pystysuorien

mät	testikuvasta TG18-QC viivoittimen avulla	viivojen erotuttava samanlevyisinä. Ero saa olla sekundäärinäyttöillä korkeintaan 2 %, primäärinäyttöillä 5 %.
Resoluutio	Visuaalinen tarkastelu testikuvasta TG18-QC suurennuslasin avulla	Primäärinäyttöjen pisteytysarvot 0 - 4välillä. Cx-kuvioiden erottuminen
Kohina	Visuaalinen tarkastelu testikuvasta TG18-AFC	On erotettava vähintään kolmesta neliöstä sen sisällä olevat kohteet.
Virheelliset pikselit	Visuaalinen tarkastelu testikuvasta TG18-UN10 (tummanharmaa) TG18-UN80 (vaaleanharmaa)	Valmistajan ilmoittaman takuun mukaan, joka perustuu standardiin ISO-13406-2

5.2 Tutkitut näytöt ja mittausajankohdat

Tässä tutkimuksessa mitattiin seuraavanlaisia näyttöjä:

- Planar PX212M (2 kpl)
- Samsung SyncMaster 214T (7 kpl)
- Planar Dome GX2MP (2 kpl)
- Samsung SyncMaster 213T (1 kpl)
- Samsung SyncMaster 710v (1 kpl)
- Fujitsu Siemens ScenicView B19-3 (1 kpl)
- HP L2245wg (1 kpl)
- Eizo FlexScan S2100 (2 kpl)



Kuva 10. Esimerkki Seinäjoen keskussairaalan radiologin sanelutyöasemasta kuvankatselunäyttöineen.

Taulukossa 2 ja 3 on lueteltu ne sairaalan ja terveystieteiden näytöt, joille laadunvarmistusmittaukset on tehty sekä päivät, jolloin mittaukset on tehty ja annettu näytön järjestystä ja paikkaa kuvaava luku.

Taulukko 2. Mitatut sairaalan näytöt ja mittauspäivät 2010 ja 2011

Paikka ja näyttö	määrä (kpl)	Näytön järjestys- luku	Mittauspäivä 2010/2011
Radiologia, Ultra sanelu, 070013856	2 (näyttöpari)	U1.	23.4.10/18.3.11
Radiologia, Ultra sanelu, 090019557 & 100021218	2	U2. U3.	23.4.10/17.3.11 ja 18.3.11
Kirurgia, vas- taanotto6 PC2623	2	K1.	4.5.10/18.3.11
Kirurgia, lähet- teet PC2272	1	K2.	4.5.10/17.3.11
Kirurgia, lähet- teet PC3716 & PC2271	2	K3. K4.	4.5.10/17.3.11

Kirurgia, vas- taanotto1 PC2625	2 (näyttöpari)	K5.	5.5.10/21.3.11
Kirurgia, vas- taanotto1 PC2626	1	K6.	5.5.10/21.3.11

Taulukko 3. Mitatut terveystieteiden näytöt ja mittauspäivät 2010 ja 2011

Paikka ja näyttö	määrä (kpl)	Näytön järjestys- luku	Mittauspäivä 2010/2011
TK K3-huone	1	T1.	15.6.10/7.4.11
TK L4-huone	1	T2.	15.6.10/7.4.11
TK keittiönkäytävä	1	T3.	15.6.10/7.4.11
TK E1-huone	1	T4.	16.6.10/7.4.11
TK hoituhuone	1	T5.	16.6.10/7.4.11

6 MITTAUSTULOKSET SEKÄ TULOSTEN VERTAILU

6.1 Ympäristön vaikutusten mittaustulokset sekä vertailu aiempiin tuloksiin

Ympäristön vaikutuksia käsitteleviä mittauksia olivat ympäröivä valon sekä näytölle heijastuvan valon mittaukset. Taulukossa 4 ja 5 on lueteltuna Seinäjoen keskussairaalalta saadut mittausravot, joita on verrattu Uusi-Niemen (2010) opinnäytetyössä tehtyihin mittausravoihin. Taulukossa 6 ja 7 luetellaan Seinäjoen terveyskeskuksesta saadut mittausravot sekä vertailu Uusi-Niemen (2010) mittaustuloksiin. Sairaalassa oli useita näyttöjä samassa tilassa, mutta terveyskeskuksen näytöt sijaitsivat kukin omassa tilassaan.

Taulukko 4. Ympäröivä valaistus: sairaala

Näytön järjestys- luku	määrä (kpl)	Ympäröivän va- laistuksen edelli- nen mittaustulos (lux) kalibroitu	Ympäröivän va- laistuksen nykyi- nen mittaustulos (lux) kalibroitu
U1.	2 (näyttöpari)	116,5–134,9	85,4–93,3
U2.	2	52,3	34,2
U3.		32,7	76,7
K1.	2	366,9	220,3 237,8
K2.	1	348,4	288,9
K3. ja K4.	2	675,4–679,3	365,8
K5.	2 (näyttöpari)	394,8–436,3	326,5 – 334,7
K6.	1	522,7	352,3

Taulukko 5. Sammutetulta näytöltä heijastuva valo: sairaala

Näytön järjestys- luku	määrä (kpl)	Sammutetulta näytöltä heijas- tuvan valon edel- linen mittaustu- los (cd/m ²)	Sammutetulta näytöltä heijas- tuvan valon ny- kyinen mittaustu- los (cd/m ²)
U1.	2 (näyttöpari)	0,25–0,3	0,28–0,29
U2.	2 (näyttöpari)	0,2	0,28–0,3
U3.			
K1.	2	0,45	0,38–0,39
K2.	1	0,55	0,48
K3. ja K4.	2	0,65–0,75	0,55
K5.	2 (näyttöpari)	0,65	0,59
K6.	1	0,9	0,65

Terveyskeskuksen työtilojen valaistusta oli mahdollista säätää, joten mittauksien aikana säädettiin huoneiden valaistusta, koska huoneet oli valaistu liian kirkkaasti. Terveyskeskusten näytöt sijaitsivat tiloissa, joita käytetään tavallisina toimistotiloina, eikä pelkästään radiologisten kuvien katseluun tarkoitettuina tiloina. Tästä syystä huoneiden valaistus ilman himmennystä on liian kirkas kuvien katseluun.

Taulukko 6. Ympäröivä valaistus: terveyskeskus

Näytön järjes- tysluku	määrä (kpl)	Ympäröivän valais- tuksen edellinen mit- taustulos (lux) norm.valo/himm.valo	Ympäröivän valais- tuksen nykyinen mit- taustulos (lux) norm.valo/himm.valo
T1.	1	696,3/53,6	665,1/65,4
T2.	1	678,5/118,2	582,2/84,7
T3.	1	768,7/150,8	644,0/142,5
T4.	1	696,5/86,9	717,4/88,6

T5.	1	761,8/84	585,7/45,9
-----	---	----------	------------

Taulukko 7. Sammutetulta näytöltä heijastuva valo: terveystakeskus

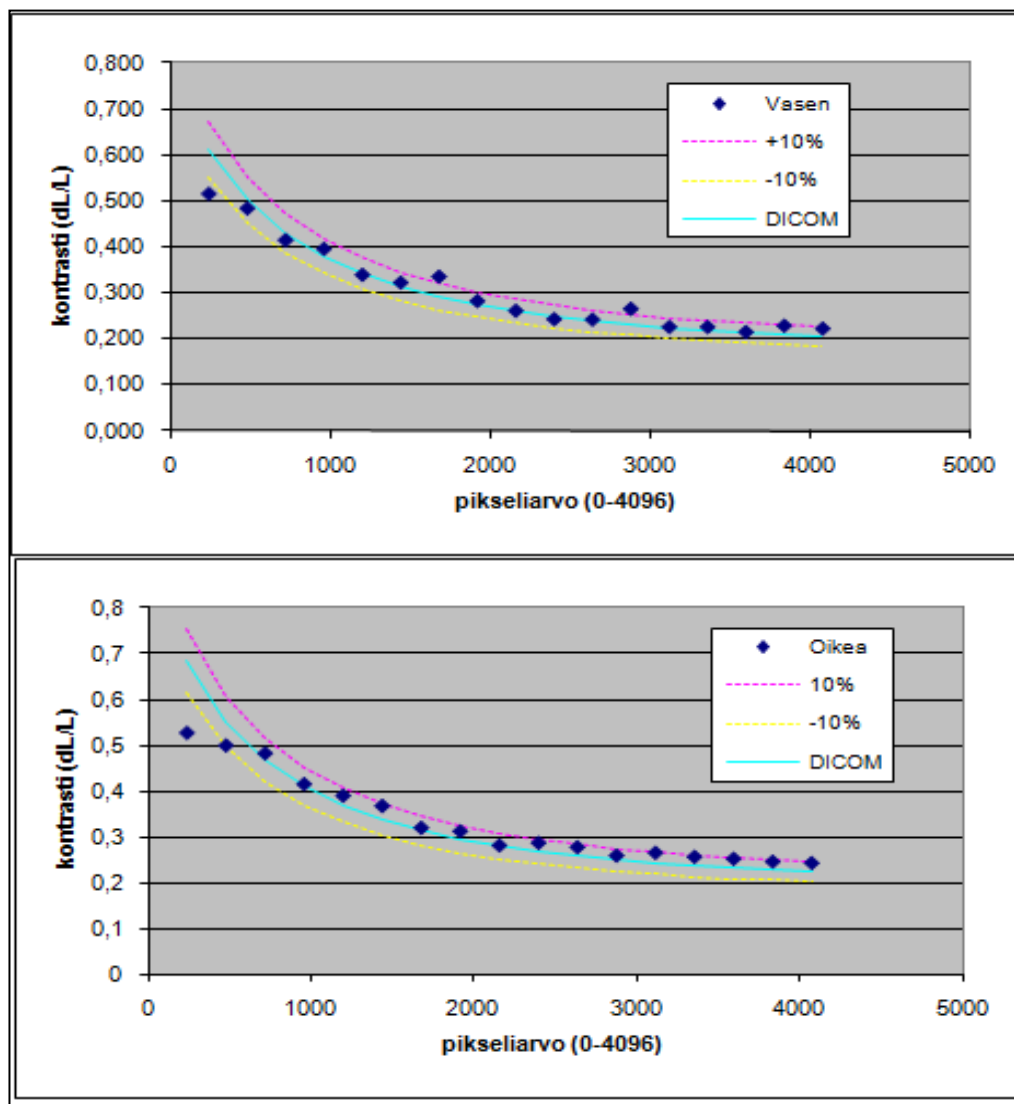
Näytön järjes- tysluku	määrä (kpl)	Sammutetulta näy- töltä heijastuvan va- lon edellinen mitta- ustulos (cd/m2) norm.valo/himm.valo	Sammutetulta näy- töltä heijastuvan va- lon nykyinen mitta- ustulos (cd/m2) norm.valo/himm.valo
T1.	1	1,1/0,45	1,2/0,5
T2.	1	1,5/0,55	1,4/0,6
T3.	1	1,45/0,45	1,25/0,6
T4.	1	0,9/0,25	0,8/0,3
T5.	1	0,95/0,25	1,2/0,5

Mittaustulokset eivät ole suoraan vertailukelpoisia, koska olosuhteissa on tapahtunut muutoksia, kuten näyttöjen sijoittelu ja valaisimien kirkkauserot. Mittaukset suoritettiin Unifors-yleisvalaistusmittarilla ja Hagner-teleskooppimittarilla. Mittaustuloksia hyödynnettiin jatkomittauksissa.

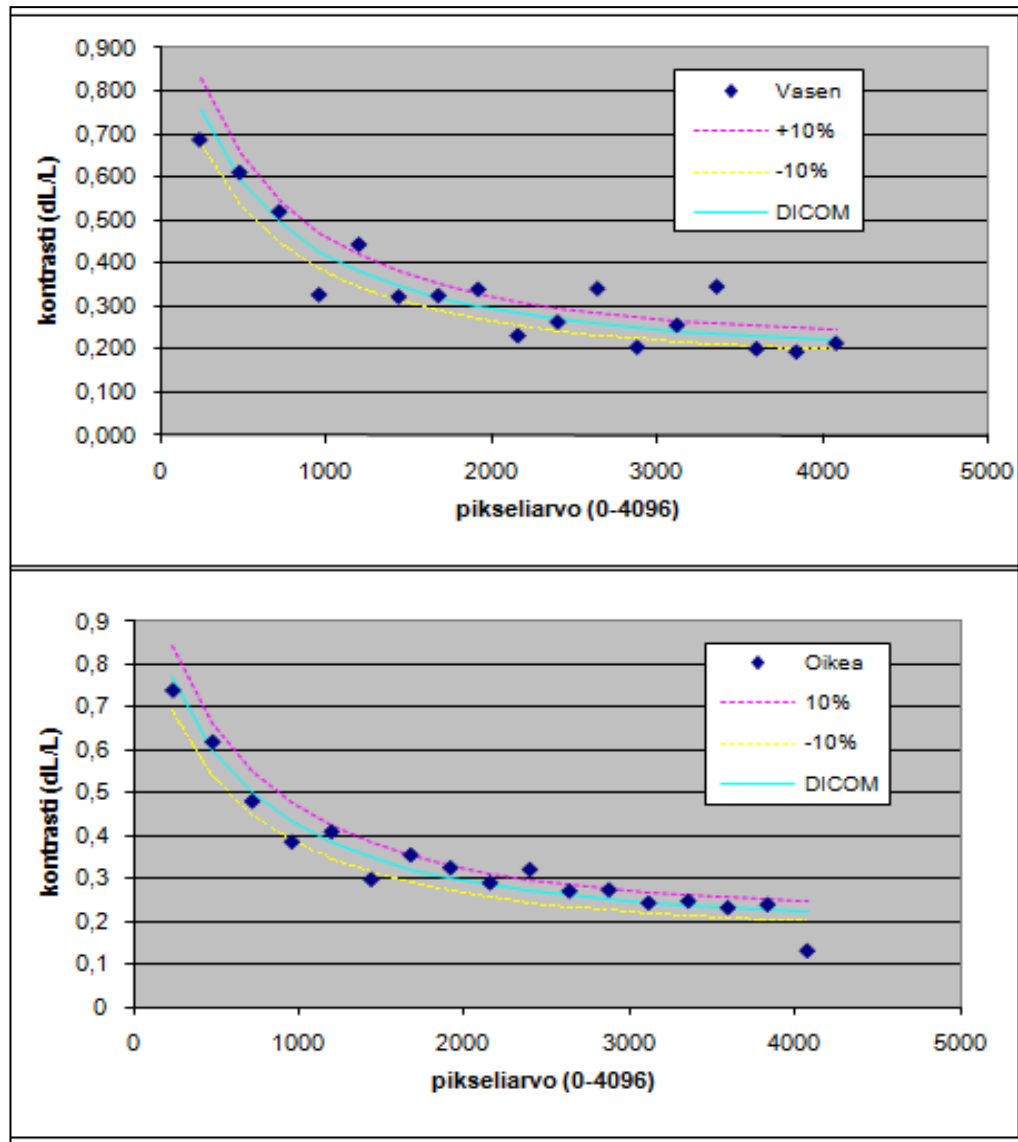
6.2 Luminanssivasteen ja -suhteen mittaustulokset sekä tulosten vertailua

Luminanssivaste mitattiin Unifors-pintaluminanssimittarilla TG18-LN-testikuvista. Näitä eri harmaansävyjä mitattiin 18 kappaleen sarjana, jota sitten verrattiin DICOM GDSF-harmaasävyfunktioon. Mitatut tulokset kirjattiin Excel-taulukkona toimivaan mittauspöytäkirjaan. Luminanssivasteen mitaustuloksia voidaan tarkastella kuvaajasta (kuvio 2 ja 3), jossa on poikkeamarajat $\pm 10\%$, joiden sisällä käyrän on oltava. Vuosi sitten tehdyissä mittauksissa todettiin DICOM-kalibroinnin merkitys näyttöjen luminanssiarvojen pysymisessä hyväksyttävyyssrajojen sisäpuolella. Näy-

tölle heijastuva valo vaikutti suuresti mittaustuloksiin, varsinkin tummempien harmaasävyjen luminanssiarvoihin.



Kuvio 2. Kirurgian vastaanottotilan näyttöparin Uusi-Niemen (2010) mittaamat luminanssivasteet



Kuvio 3. Kirurgian vastaanottotilan näyttöparin mitatut luminanssivasteet keväällä 2011

Uusi-Niemen (2010) suorittamista mittauksissa puolet keskussairaalan kalibroiduista näytöistä läpäisi AAPM:n suosituksen, joka on $\pm 10\%$ poikkeama GDFS-harmaasävyfunktioista. Terveyskeskuksen testin läpäisi hyväksytysti ainoastaan yksi näyttö. Yksikään nyt tutkituista näytöistä ei läpäissyt luminanssivasteen testiä täysin hyväksytysti. Luminanssisuhde oli lähes kaikissa keskussairaalan tutkituissa näytöissä hyväksyttävällä tasolla, mutta terveyskeskuksen mittauksissa se ei ollut missään näytössä hyväksyttävällä tasolla. Taulukossa 8 ja 9 on vuosien 2010 ja 2011 luminanssivasteiden ja suhteiden mittaustulokset. Taulukoita 8 ja 9 tarkastelemalla voidaan parhaiten todeta vuoden aikana tapahtunut muutos luminanssivas-

teeseen ja -suhteeseen. Luminanssivasteen tuloksiin on kirjattu kuinka monta luminanssivasteen mittauspistettä osuu 10 %:n virhemarginaaliin.

Taulukko 8. Luminanssivasteen ja -suhteen mittaustulokset: sairaala

Näytön järjestys- luku	Luminanssi- vaste mittatu- los 2010 (max18)	Luminanssi- vaste mittaustulos 2011 (max 18)	Luminans- sisuhde mitta- ustulos 2010	Luminans- sisuhde mitta- ustulos 2011
U1. vasen	14	10	496,4 ok	469,2 ok
U1. oikea	17	10	489,1 ok	464,1 ok
U2.	17	15	585,4 ok	463,7 ok
U3.	17	10	537,7 ok	410,1 ok
K1. vasen	14	9	242,0	286,5 ok
K1. oikea	15	8	278,3 ok	241,1
K2.	16	16	299,5 ok	355,8 ok
K3.	14	-	289,7 ok	-
K4.	16	14	236,2	285,4 ok
K5. vasen	14	7	192,3	288,5 ok
K5. oikea	16	10	305,8 ok	300,3 ok
K6.	16	11	238,3	199,0

Taulukko 9. Luminanssivasteen ja -suhteen mittaustulokset: terveystakeskus

Näytön järjestysluku	Luminanssi-vaste mittaus-tulos 2010 (max 18)	Luminanssi-vaste mittaus-tulos 2011 (max 18)	Luminanssisuhde mittaus-tulos 2010	Luminanssisuhde mittaus-tulos 2011
T1.	10	5	133,3	135,9
T2.	6	6	128,9	128,6
T3.	4	11	123,1	245,4
T4.	11	7	223,0	223,0
T5.	15	1	242,6	108,0

6.3 Luminanssin tasaisuuden mittaustulokset sekä tulosten vertailua

Taulukossa 10 ja 11 on lueteltu tutkimuksessa mitattujen näyttöjen virheprosentit, joita on verrattu Uusi-Niemen (2010) vuoden takaisiin mittauksiin. Taulukossa 10 on keskussairaalan mitatut virheprosenttiarvot ja taulukossa 11 on terveystakeskuk-sen mitatut virheprosenttiarvot.

Taulukko 10. Näyttöjen luminanssin tasaisuus: sairaala

Näytön jär-jestysluku	UNL 10, virhe % edellinen mittaus-tulos kalibroitu	UNL 10, virhe % uusi mitta-ustulos kalib-roitu	UNL 80, virhe % edellinen mittaus-tulos kalibroitu	UNL 80, virhe % uusi mitta-ustulos kalib-roitu
U1. vasen	53,6	46,4	30,8	29,3
U1. oikea	35,7	29,3	16,4	17,6

U2.	36,0	28,3	17,8	19,2
U3.	40,3	25,7	18,4	12,0
K1. vasen	31,0	13,7	22,5	14,1
K1. oikea	8,1	29,2	14,7	20,2
K2.	47,3	48,0	25,9	24,4
K3.	32,8	-	21,8	-
K4.	35,2	31,7	21,1	21,0
K5. vasen	49,2	47,9	18,4	11,3
K5. oikea	38,8	31,6	16,3	12,7
K6.	41,2	49,6	20,9	12,7

Taulukko 11. Näyttöjen luminanssin tasaisuus: terveysteskeskus

Näytön jär- jestysluku	UNL 10, virhe % edellinen mittaustulos kalibroitu	UNL 10, virhe % uusi mitta- ustulos kalib- roitu	UNL 80, virhe % edellinen mittaustulos kalibroitu	UNL 80, virhe % uusi mitta- ustulos kalib- roitu
T1.	21,8	38,9	28,3	18,9
T2.	36,6	37,5	28,0	30,8
T3.	25,2	26,4	25,0	24,1
T4.	25,2	21,4	15,0	18,8
T5.	26,5	32,9	14,1	9,8

Taulukoista 10 ja 11 voidaan nähdä, että tummemman harmaassa testikuvassa on paljon enemmän epätasaisuuksia kuin vaaleanharmaassa testikuvassa. Suorite-
tuissa mittauksissa luminanssin tasaisuuden mittauksen läpäisi seitsemän näyttöä. Luminanssin tasaisuuden mittaustulokset eivät juuri poikkea edellisestä mittauk-
sesta.

6.4 Visuaalisten testien mittaustulokset sekä vertailu aiempiin tuloksiin

Suljetulle näytölle suoritettiin spekulaarisen heijastuksen testi, jossa selvisi näytöl-
le heijastuvien kohteiden esiintyminen. Muita visuaalisia testejä olivat diffuusin hei-
jastuksen, luminanssin kulmariippuvuuden, geometristen vääristymien, resoluuti-
on, kohinan ja virheellisten pikseleiden määrittäminen. Muut visuaaliset testit teh-
tiin testikuvien avulla, käyttäen apuna suurennuslasia ja viivoitinta.

6.4.1 Spekulaarinen heijastus ja diffuusiheijastus sekä luminanssin kulmariippuvuus

Useimmissa kuvankatselutiloissa kattovalaisimet sijaitsivat näytön yläpuolella
osaksi käyttäjän takana. Näytön edessä istuvan henkilön varjo heijastui näytöltä,
näytön ollessa suljettuna ja valojen ollessa päällä.

Diffuusiheijastuksen testeissä tulisi eri harmaasävyjen erottua samanlaisena sekä
valaistussa, että pimennetyssä tilassa. Edellisen tutkimuksen (Uusi-Niemi, 2010)
tuloksista voidaan huomata, että kyky erottaa eri harmaasävyt TG18-AD-
testikuvasta kasvoi merkittävästi huoneen pimennyksen jälkeen, joten har-
maasävyt erottuivat paremmin pimennetyssä tilassa. Suurimmassa osassa näy-
töistä harmaasävykohteet erottuivat huonommin valaistussa tilassa. Myös tässä
tutkimuksessa todettiin, että valaistus vaikuttaa harmaasävyjen erottumiseen. Va-
laistussa tilassa harmaasävyjen erottuminen heikkenee.

Edellisen testin tuloksista (Uusi-Niemi, 2010) näkyy, että vaaleat harmaasävyne-
liöt onnistuttiin erottamaan lähes joka näytöltä, mutta tummimmat harmaasävyt eivät
erottuneet lähes miltään näytöiltä. Tässäkin tutkimuksessa huomattiin, että tum-

mimmat harmaasävyt eivät erottuneet, mutta vaaleat harmaasävyt erotettiin hyvin. Suosituksena oli, että TG18-CT-testikuvasta oli erotettava kaikki vaaleiden ja tummien kohteiden neliöiden sisällä olevien kohteet.

6.4.2 Geometriset vääristymät ja resoluutio

Keskussairaalan näytöissä ei juurikaan havaittu geometristä vääristymää eikä resoluutiopoikkeamaa. Terveyskeskuksen mitatuissa näytöissä havaittiin jonkin verran poikkeamia, joita esiintyi myös Uusi-Niemen (2010) mittauksissa.

Muutamissa näytöissä havaittiin jonkin verran geometristä vääristymää ja resoluutiopoikkeamaa, nämä näytöt olivat lähes kaikki terveyskeskuksen näyttöjä. Mittauspoikkeamat johtuivat näyttöjen skaalauksesta. Kun skaalaus oli saatu kuntoon, kaikkien näyttöjen resoluutio oli hyväksyttävien arvojen sisällä. (Uusi-Niemi, 2010) Yleensä LCD-näyttöjen tarkkuus on riittävä, eikä niissä esiinny juurikaan geometrisia poikkeamia. Geometrisiä vääristymiä ja resoluutiota tarkasteltiin TG18-QC-testikuvan avulla, josta tarkasteltiin vaaka- ja pystysuorien viivojen paksuutta ja Cx-kuvioiden erottumista.

6.4.3 Kohina ja virheelliset pikselit

Kohinaa testattiin TG18-AFC-testikuvan avulla. Testikuvassa on neljä aluetta, jonka sisällä on pieniä taustasta erottuvia kohteita. Jokaiselta alueelta pyrittiin havaitsemaan erottuvat kohteet. Uusi-Niemen (2010) mittauksissa löytyi kolme näyttöä, joista löytyi huomautettavaa. Nämä näytöt olivat sairaalan radiologian ultraäänitutkimuksen ja kirurgian näyttöjä. Tässä tutkimuksessa näissä samoissa näytöissä oli huomauttavaa.

Virheellisten pikseleiden tutkimisessa käytettiin apuna TG18-UN10- ja TG18-UN80-testikuvia. Toinen testikuvista on tummapohjainen, joten siltä erottuvat hyvin

vaaleat kohteet. Toinen testikuvista on taas vaaleapohjainen, josta erottuu hyvin tummat kohteet. Edellisissä mittauksissa (Uusi-Niemi, 2010) löytyi 8 näyttöä, jotka sisälsivät virheellisiä pikseleitä. Virheellisten pikseleiden määrässä ei ole tapahtunut muutosta. Yleensä yhdeltä näytöltä löytyi korkeintaan 1 - 3 virheellistä pikseliä. Vain kahdella näytöllä oli runsaasti virheellisiä pikseleitä. Pinnan epäpuhtaudet vaikeuttavat havaitsemista, joten näyttö on pyyhittävä ennen tarkastelua.

7 ARVIOINTI JA JOHTOPÄÄTÖKSET

7.1 Ajan vaikutus näytön ominaisuuksiin

Uusi-Niemen laadunvalvontamittauksissa todettiin, että jokaisesta näytöstä löytyi jotain huomautettavaa (Uusi-Niemi, 2010). Luminanssin tasaisuuden mittauksissa syy huonoihin tuloksiin oli ilmeisesti näytön taustavalon heikkeneminen, mikä aiheutti valaistusvoimakkuuden epätasaisen jakaantumisen näytölle. Myös näissä uusintamittauksissa todettiin, että mikään nyt tutkituista näytöistä ei läpäissyt näitä laadunvarmistusmittauksia täysin hyväksytysti.

Nyt suoritetuissa uusintamittauksissa voidaan havaita, että mittaustulosten perusteella kaikissa näytöissä luminanssivasteessa on tapahtunut muutosta. Varsinkin näyttöpareissa on havaittavissa selkeää heikentymistä. Ainoastaan yhdessä terveystieteiden näytössä luminanssivasteen mittaustulokset 2011 olivat näyttöjen luminanssiarvojen osalta paremmin hyväksyttävyyssrajojen sisäpuolella kuin Uusi-Niemen (2010)mittauksissa. Terveystieteiden hoituhuoneen luminanssivasteen huono mittaustulos saattaa johtua, siitä että näytön kalibrointi ei onnistunut.

Ympäristön vaikutuksia koskevien mittaustulosten välillä ei ollut isoja eroja. Visuaalisten testien tulokset olivat edellisen mittauksen kaltaisia, eikä niissä ollut havaittavissa merkittäviä muutoksia. Luminanssisuhteen ja -tasaisuuden ominaisuudet eivät olleet merkittävästi muuttuneet vuodesta 2010. Yksi kirurgian läheteiden lukutilan näytöistä jäi mittaamatta, koska laite ei sallinut Planar-pinta-luminanssimittarin ajurin asentamista.

7.2 Mittaustulosten ja menetelmien arviointi

Tehdyn työn perusteella voidaan todeta, että mittaamiseen perehtyminen vaatii aikaa, mutta itse mittausten suorittaminen on rutiininomaista, kun mittareiden käyttö on opeteltu. Mittareiden käyttöön liittyy muutamia asioita, jotka on tunnistettava,

jotta mittaaminen on sujuvaa. Unifors -mittari oli helppokäyttöinen, mutta mittarin näppäimet eivät aina toimineet halutusti ja mittarilla oli suppea muisti, joten sitä oli tyhjennettävä usein. Oli oltava tarkkana, että mittausarvot pysyivät järjestyksessä.

Mittaustulosten siirtäminen mittauspöytäkirjaan toimi ongelmitta, kun Excel-
taulukon oikea solu oli valittuna. Hagner-mittari on raskas, joten sitä on hankala pitää paikoillaan mittauksen aikana, joten mittari asetettiin telineeseen mittauksien ajaksi. CXtra-ohjelmiston asentaminen sujui ongelmitta ja kalibrointi oli helppoa. Mittaustulosten taulukointi vaatii tarkkuutta, koska tarkasteltiin kahden eri mittajan mittaustuloksia.

7.3 Työn suorituksen arviointi

Tässä työssä aiheeseen tutustuminen ja aiheen sisäistäminen vaativat runsaasti aikaa. Ennen mittausten suorittamista on syytä tutustua mitattavien näyttöjen laatuvaatimuksiin ja mittausmenetelmiin huolellisesti. Itse mittaaminen on helppo tehdä, kun tuntee mittarit ja mittausohjelmat sekä osaa käyttää niitä. Ajan vaikutuksesta näyttöjen ominaisuuksiin löytyy niukasti, jos juuri ollenkaan tutkimustietoa. Tämän tutkimuksen tulokset ennakoivat muutosnopeutta ja sitä kuinka usein näytöt pitäisi uusia.

Tämän työn tuloksia on tarkoitus hyödyntää näyttöjen laadunvalvontamenetelmien kehittämiseen Seinäjoen keskussairaalassa. Lisäksi mittaustulosten perusteella on myös tarkoitus tarkentaa sairaalan ohjeistuksia lääkäreiden kuvankatselunäytöistä ja niiden hankinnasta.

LÄHTEET

- American Association of Physicists in Medicine (AAPM). 2005. Assessment of display performance for medical imaging systems. [Verkkajulkaisu]. [Viitattu 2.2.2011]. Saatavissa: http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18_files/tg18.pdf
- American Association of Physicists in Medicine (AAPM). 2006 Task Group 18. 10.1.2006. Assessment of display performance for medical imaging systems. [WWW-dokumentti]. [Viitattu 8.2.2011]. Saatavissa: <http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18>
- Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). 2010. Strategic Document. [Verkkajulkaisu]. [Viitattu 31.1.2011]. Saatavissa: <http://medical.nema.org/dicom/geninfo/Strategy.pdf>
- Hagner AB 1980. Hagner Universalljusmätare Modell 1 och 2: Beskrivning. Käyttö-ohje.
- Hagner AB. "Ei päiväystä". Special External Detectors. [Verkkajulkaisu]. [Viitattu 13.2.2011]. Saatavissa: <http://www.hagner.se/pdf/detectors.pdf>
- Granlund, K. 2004. Laitetekniikka. 1 painos. Jyväskylä: Docendo.
- Honkanen, J-P. 2010. Yhteensopivuusongelmista tuli röntgenkuvien riesa. Lääkärilehti. [Verkkolehti]. [Viitattu 23.2.2011]. Saatavissa: http://www.laakarilehti.fi/uutinen.html?opcode=show/news_id=8880/type=1
- Hämäläinen, P. 2009. Paneeli tekee näytön. Tietokone 11, 55–57.
- Järvinen, H., Karppinen, J., Komppa, T., Miettinen, A., Nieminen, K., Parviainen, T., Pirinen, M., Tenkanen-Rautakoski, P., Tapiovaara, M., Toroi, P., Kortesanemi, M., Kuusela, K., Laarne, P., Nieminen, M., Muotio, P. & Reponen, J. 2008. Terveysthuollon röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas. [Verkkajulkaisu]. säteilyturvakeskus. [Viitattu 1.2.2011]. Saatavissa: http://www.stuk.fi/julkaisut/maaraykset/fi_FI/stuk_tiedottaa/files/12222632510022273/default/STUK-tiedottaa-2-2008.pdf
- Kiuru, A. 2001. Onko kuva edelleenkin enemmän kuin tuhat sanaa? Teoksessa: Työvälineitä tietoyhteiskuntaan. SMFL. Helsinki: Painotalo Miktor, 118–139.
- Kuokka, H. 2003. 17 tuuman tft-näytöt. [Verkkolehti]. [Viitattu 8.2.2011]. Saatavissa: http://www.tietokone.fi/lehti/tietokone_9_2003/17_tuuman_tft_naytot_3424

- Latomäki, A. 2010. Primaaristen radiologien lausuntomonotorien laadunvalvontamittauksia. Seinäjoen ammattikorkeakoulu. Tekniikan yksikkö, tietotekniikan koulutusohjelma. Opinnäytetyö.
- Liukkonen, E. 2010. Radiologisten kuvien katselussa käytettävien näyttöjen laatu. [Verkojulkaisu]. [Viitattu 1.2.2011]. Saatavissa: <http://herkules.oulu.fi/isbn9789514262180/isbn9789514262180.pdf>
- Liukkonen, E., Niinimäki, J., Tervonen O. & Nieminen, M. 2010. Terveyskeskusten työasemanäytöt riittämättömiä röntgendiagnostiikkaan. Duodecim 2010 (126), 650–658.
- National Electrical Manufacturers Association. 2008. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 14: Grayscale Standard Display Function. [Verkojulkaisu]. USA: Rosslyn, VA [Viitattu 31.1.2011]. Saatavissa: ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2008/08_14pu.pdf
- NDS Surgical imaging. "Ei päiväystä". DomeCXtra. [WWW-dokumentti]. [Viitattu 22.2.2011]. Saatavissa: <http://www.ndssi.com/products/dome/software/cxtra.php>
- Peltonen, H., Perkkiö, J. & Vierinen, K. 2004. Insinöörin (AMK) Fysiikka, Osa II. 6. painos. Saarijärvi. Lahden Teho-Opetus Oy.
- Soimakallio, S., Kivisaari, L., Manninen, H., Svedström, E. & Tervonen, O. 2005. Radiologia: Radiologisen kuvantamisen fysiikka ja tekniikka sekä varjoaineet. 1. painos. Porvoo; Helsinki: WSOY.
- Sora, T., Antikainen, P., Laisalmi, M. & Vierula, S. 2002. Sairaanhoidon teknologia. 1. painos. Porvoo: WSOY.
- Suoranta, H. 2008. Digitaalinen arkistointi muuttaa radiologiaa. Duodecim 124 (7), 719–720.
- Telkki, V.-V. 2008. Fysikaaliset mittaukset 1: 761121P. [Verkojulkaisu]. [Viitattu 13.2.2011]. Saatavissa: http://physics.oulu.fi/fysiikka/oj/761121P/2008/luentomoniste_s2008.pdf
- Unifors. "Ei päiväystä". Unifors Xi View. [WWW-dokumentti]. [Viitattu 13.2.2011]. Saatavissa: <http://www.unifors.com/products.php?catid=71>
- Unifors. "Ei päiväystä". Unifors Xi View. [WWW-dokumentti]. [Viitattu 13.2.2011]. Saatavissa: <http://www.unifors.com/products.php?catid=200>
- Uusi-Niemi, J. 2010. Lääkäreiden työasemanäyttöjen DICOM-kalibrointi ja laadunvalvontamittauksia. Seinäjoen ammattikorkeakoulu. Tekniikan yksikkö, tietotekniikan koulutusohjelma. Opinnäytetyö

